



# VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

## FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

## ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

## VLIV OČNÍCH POHYBŮ NA POSTURÁLNÍ STABILITU

THE INFLUENCE OF EYE MOVEMENT ON POSTURAL STABILITY

### BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

### AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Monika Míková

### VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Andrea Němcová

BRNO 2017



# Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

**Studentka:** Monika Míková

**ID:** 173571

**Ročník:** 3

**Akademický rok:** 2016/17

**NÁZEV TÉMATU:**

## Vliv očních pohybů na posturální stabilitu

### POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Nastudujte problematiku posturální stability, zaměřte se na vliv senzorických podmínek. Prostudujte hodnocení elektrookulografického signálu (EOG). 2) Seznamte se s měřicím systémem Biopac, konkrétně s měřením EOG. Dále se seznamte s tlakovou podložkou Wii Board Balance. 3) Navrhněte měřicí protokol a na jedné osobě proveďte analýzu dat. 4) Proměřte skupinu osob podle Vámi navrhnutého protokolu. 5) Proveďte analýzu naměřených signálů z EOG a tlakové podložky. 6) Proveďte diskusi dosažených výsledků.

### DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. Fyziologie oka a vidění. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.

[2] KOLÁŘ, P. Rehabilitace v klinické praxi. 1. vyd. Praha: Galén, 2009, xxxi, 713 s. ISBN 978-807-2626-571.

[3] CORRIVEAU, H., et al. Evaluation of postural stability in the elderly with stroke. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. IEEE, 2004, 85(7): 1095-1101.

**Termín zadání:** 6.2.2017

**Termín odevzdání:** 2.6.2017

**Vedoucí práce:** Ing. Andrea Němcová

**Konzultant:**

**prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.**

*předseda oborové rady*

### UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

## **ABSTRAKT**

Tato bakalářská práce pojednává o vlivu očních pohybů na posturální stabilitu. V práci je zahrnuta problematika posturální stability, zaměřující se na vliv senzorických podmínek. Dále je zde zmíněna anatomie oka, fyziologie vidění, okulomotorika a měření očních pohybů metodou elektrookulografie. Posturální stabilita je měřena na podložce Wii Balance Board, která zaznamenává polohu COP v bočním a předozadním směru. Oční pohyby jsou měřeny pomocí akviziční jednotky Biopac. Výstupem je signál EOG. V rámci bakalářské práce proběhlo měření na deseti osobách. Pro EOG i stabilometrický signál byly vypočteny parametry, které byly následně podrobeny korelační analýze.

## **KLÍČOVÁ SLOVA**

Posturální stabilita, Wii Balance Board, oční pohyby, elektrookulografie, systém Biopac,

## **ABSTRACT**

The Bachelor thesis discusses the influence of eye movement on postural stability. Thesis includes problematics of postural stability, physiology of sight, oculomotoric and measuring of eye movement via electrooculography method. Postural stability is measured with Wii Balance Board, which records antero-posterior and medio-lateral displacement of the COP position. Eye movements are measured with Biopac system, its output is EOG. Ten people were involved in his study. Parameters were calculated from stabilometric signal and from EOG. Results were procesed statistically.

## **KEYWORDS**

Postural stability, Wii Balance Board, eye movement, electrooculography, Biopac system

Míková, M. *Vliv očních pohybů na posturální stabilitu*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2017. 68 s. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Andrea Němcová

## PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma Vliv očních pohybů na posturální stabilitu jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

## PODĚKOVÁNÍ

Děkuji vedoucí bakalářské práce Ing. Andree Němcové za účinnou metodickou, pedagogickou a odbornou pomoc a další cenné rady při zpracování mé bakalářské práce.

V Brně dne .....

.....

(podpis autora)

# OBSAH

<b>Obsah</b>	<b>vi</b>
<b>Seznam obrázků</b>	<b>ix</b>
<b>Seznam tabulek</b>	<b>xi</b>
<b>Úvod</b>	<b>1</b>
<b>1 Postura</b>	<b>3</b>
1.1 Posturální stabilita.....	3
1.2 Parametry určující posturální stabilitu .....	3
1.2.1 Opěrná plocha a opěrná báze .....	3
1.2.2 Těžiště .....	5
1.2.3 Centrum gravitace těla .....	5
1.2.4 Centrum tlaku .....	5
1.3 Vliv senzorických podmínek na posturální stabilitu.....	6
1.3.1 Vestibulární systém.....	6
1.3.2 Propriocepce a exterocepce .....	6
1.3.3 Zrak .....	7
1.4 Konkrétní případy senzorických vlivů.....	7
1.4.1 Míra osvětlení .....	7
1.4.2 Výškové umístění sledovaného bodu .....	7
1.4.3 Vzdálenost sledovaného bodu .....	7
1.4.4 Sledování emočně zabarveného podnětu .....	8
1.4.5 Svalová únava .....	8
1.4.6 Obezita .....	8
1.4.7 Teplota .....	8
<b>2 Měření posturální stability</b>	<b>9</b>
2.1 Podložka Wii Balance Board.....	9
2.2 Výstupy měření na podložce WBB .....	11
2.3 Parametry pro posuzování posturální stability.....	12
2.3.1 Konfidenční elipsa .....	14

<b>3</b>	<b>Oko</b>	<b>15</b>
3.1	Anatomie oka.....	15
3.1.1	Oční koule.....	15
3.1.2	Okohybné svaly .....	16
3.2	Fyziologie vidění .....	16
3.2.1	Sítnice .....	16
3.3	Okulomotorika.....	16
3.3.1	Vestibulo-okulární a opto-kinetické dráhy .....	17
3.3.2	Systém pomalých sledovacích pohybů .....	17
3.3.3	Systém kontrolující sakadické pohyby .....	17
3.3.4	Vergentní pohyby .....	18
<b>4</b>	<b>Elektrookulografie</b>	<b>19</b>
4.1	Princip měření.....	19
4.2	Umístění elektrod.....	19
4.3	Snímání signálu.....	20
4.4	Systém Biopac .....	21
<b>5</b>	<b>Protokol měření</b>	<b>23</b>
5.1	Použité pomůcky.....	23
5.2	Podmínky měření .....	23
5.3	Spuštění systému Biopac .....	24
5.4	Spuštění WBB.....	25
5.5	Postup měření .....	25
<b>6</b>	<b>Zpracování dat z podložky WBB</b>	<b>28</b>
6.1	Vzorkovací frekvence podložky WBB .....	28
6.2	Převzorkování dat z podložky WBB .....	30
6.3	Umístění středu statokinesigramu.....	32
6.4	Filtrace signálu.....	32
6.5	Výpočet parametrů ze stabilometrického signálu .....	33
<b>7</b>	<b>Zpracování dat ze systému Biopac</b>	<b>34</b>
7.1	Odstranění okrajových hodnot signálu EOG .....	34
7.2	Filtrace mediánovým filtrem .....	34
7.3	Odstranění mrknutí .....	35
7.4	Výpočet parametrů z EOG.....	37

<b>8</b>	<b>Statistické zpracování dat</b>	<b>39</b>
8.1	Korelační analýza .....	39
8.1.1	Spearmanův korelační koeficient.....	39
8.1.2	P-hodnota .....	40
8.1.3	Zhodnocení výsledků pomocí korelační analýzy.....	40
8.2	Statistické zpracování parametrů podložky WBB .....	43
8.2.1	Zhodnocení výsledků pomocí Wilcoxonova testu.....	44
<b>9</b>	<b>Diskuze získaných výsledků</b>	<b>47</b>
9.1	Chyby měření.....	48
	<b>Literatura</b>	<b>52</b>
	<b>Seznam zkratk</b>	<b>55</b>
	<b>Seznam příloh</b>	<b>55</b>
	<b>Příloha A</b>	<b>56</b>
	<b>Příloha B</b>	<b>57</b>



# SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Obrázek 1a zobrazuje na postavě polohu těžiště a jeho průmět do podložky, Obrázek 1b zobrazuje průmět těžiště do opěrné báze (centrum gravitace těla), převzato z [7] .....	4
Obrázek 2. Obrázek 2a zobrazuje na postavě polohu těžiště, centrum tlaku a centrum gravitace těla, Obrázek 2b zobrazuje centrum gravitace těla a centrum tlaku, převzato z [7] .....	4
Obrázek 3. Schéma měřicí podložky WB, umístění tlakových senzorů v rozích podložky, převzato z [9] .....	10
Obrázek 4. Schéma měřicí podložky WBB s působišti vertikálních sil v místech tlakových senzorů, převzato z [9] .....	10
Obrázek 5. Zobrazení stabilogramu pro boční a předozadní směr .....	11
Obrázek 6. Statokinesigram, převzato z [30] .....	12
Obrázek 7. Zobrazení části stotokinezigramu (černá křivka), body $P_i(x_i, y_i)$ a $P_{i+1}(x_{i+1}, y_{i+1})$ označují dva vzorky statokinesigramu, hodnota $l_i$ je Eukleidovská vzdálenost mezi těmito vzorky, $P_o$ – středový bod záznamu statokinesigramu (po odečtení střední hodnoty $P_o=P$ ) (převzato z [34] ) .....	12
Obrázek 8. Umístění elektrod pro snímání záznamu EOG, zelená – referenční, červená – vertikální pohyby, modrá – horizontální pohyby .....	20
Obrázek 9. Zobrazení signálu snímaného ze spánkových elektrod při pohledu vpravo amplituda vzroste, při pohledu vpřed se amplituda nemění při pohledu vlevo amplituda klesá, převzato z [23] .....	21
Obrázek 10. Připojení dvou svodových kabelů k elektrodám SS2L do akviziční jednotky Biopac .....	22
Obrázek 11. Umístění elektrod pro snímání vertikálních pohybů očí (V) a horizontálních pohybů očí (H) pomocí systému Biopac, červené elektrody jsou kladné, bílé záporné a černé referenční .....	24
Obrázek 12. Zobrazení scény během měření: měřená osoba stojí na balanční podložce WBB, elektrody nalepené na obličej propojené s akviziční jednotkou Biopac snímají EOG, měřená osoba sleduje bod na promítacím plátně .....	26
Obrázek 13. Blokové schéma pro zpracování signálu z WBB .....	28
Obrázek 14. Histogram četnosti vzorků za sekundu .....	30
Obrázek 15. Ukázka převzorkování metodou lineární interpolace; růžová křivka – původní signál, černá křivka – převzorkovaný signál .....	31
Obrázek 16. vlevo – statokinesigram – surová data, vpravo – statokinesigram po převzorkování a po filtraci Butterworthovým filtrem .....	33

Obrázek 17. Blokové schéma zpracování signálu EOG .....	34
Obrázek 18. Zobrazení vertikálního signálu se zvýrazněným mrknutím .....	35
Obrázek 19. nahoře – rozdílový signál pro vertikální kanál, dole – rozdílový signál pro vertikální kanál v absolutní hodnotě s označenými píky přesahující hodnotu 0.01 mV.....	35
Obrázek 20. nahoře – vertikální signál se zaznačenými polohami píků z rozdílového signálu, dole–nalezení počátku (zelená značka) a konce mrknutí (černá značka) a spojení těchto dvou míst rovnou čarou, červený signál – vertikální signál s odstraněným mrknutím .....	36
Obrázek 21. Zpracování signálu EOG pro vertikální kanál po provedení mediánové filtrace a filtrace mrkání .....	37
Obrázek 22. vlevo – zobrazení vertikálního a horizontálního kanálu při sledování kruhového pohybu bodu, vpravo – závislost vertikálního signálu na horizontálním signále.....	38
Obrázek 23. Příklad bodového grafu, kde je zobrazena délka křivky EOG v závislosti na délce křivky statokinesigramu pro 6 druhů měření s vyznačenými Spearmanovými koeficienty a p–hodnotami .....	41
Obrázek 24. Histogram zobrazující četnost hodnot délky křivky statokinesigramu pro otevřené oči s fixací na bod, který zamítá normální rozdělení dat .....	44

## SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Parametry měřicí jednotky Biopac MP35 [23] .....	22
Tabulka 2. Tabulka provedených měření s bližším popisem pro každé měření.....	27
Tabulka 3. Počet vzorků naměřených během každé sekundy jednoho měření trvajícího 20 sekund .....	29
Tabulka 4. Tabulka p-hodnot po provedené korelační analýze pomocí Spearmanova korelačního koeficientu pro každý druh měření .....	42
Tabulka 5. Tabulka p-hodnot po provedené korelační analýze pomocí Spearmanova korelačního koeficientu pro každého probanda .....	43
Tabulka 6. Tabulka p-hodnot získaných párovým Wilcoxonovým testem .....	45
Tabulka 7. Tabulka Spearmanových korelačních koeficientů po provedené korelační analýze pro každý druh měření .....	57
Tabulka 8. Tabulka Spearmanových korelačních koeficientů po provedené korelační analýze pro každého probanda .....	57

# ÚVOD

Vzpřímené držení těla a bipedie jsou geneticky podmíněné a pro člověka jsou specifické. V této pozici působí na lidské tělo vnější síly, které narušují stabilitu. V tomto případě je důležité definovat pojem postura. Pod pojmem postura si lze představit jako aktivní držení těla vzhledem k působení vnějších sil, z nichž na lidské tělo působí nejvíce síla gravitační. Posturální stabilita pak představuje vysoce specializovaný proces udržení rovnováhy, který neustále reaguje na změny vnitřních a vnějších sil, aby nedošlo k neřízenému pádu. [1] [2] [6]

S vývojem lidského těla se během života mění i posturální stabilita. Na posturální stabilitu mají vliv tři hlavní složky, které spolu vzájemně souvisí. Patří k nim složka senzorická, řídící a výkonná. Od narození člověk na základě učení a zkušeností zdokonaluje koordinaci mezi těmito třemi složkami, postupně dochází ke zlepšování posturální stability. Porušením jedné ze složek dochází ke zhoršení posturální stability, které znamená nejen zhoršení koordinace a rovnováhy ale i zvýšené riziko pádu. Do takového stavu se může člověk dostat například při poranění oka, mozku nebo přirozeně stárnutím a slábnutím pohybového aparátu, a dokonce i v případě opilosti. [2] [6] [17]

Mezi jeden z nejdůležitějších senzorických vlivů patří zrak. Zrakem člověk přijímá až 80 % informací z vnějšího světa. Pomocí zraku se „opíráme“ o body v okolí, což člověku dodává stabilní jistotu. Na druhou stranu zrakem můžeme vnímat i klamné informace vyvolávající nejistotu stability (pozorování rozjíždějícího se vlaku ze stojícího vlaku vyvolává dojem pohybu, což vyvolá nejistotu ve stabilitě). Bakalářská práce se bude snažit popsat jaký vliv na posturální stabilitu má zavření očí, pozorování pohybujícího se předmět či pozorování stabilního předmětu v určité výšce. [6]

Bakalářská práce je prvním kapitole zaměřena na problematiku posturální stability. Vzhledem k tomu, že se práce zabývá vlivem očních pohybů na posturální stabilitu, teoretický úvod je zaměřen na senzorické podmínky posturální stability. V druhé kapitole, věnující se měření posturální stability je představena podložka Wii Balance Board (dále jen WBB), na které je experiment prováděn, a vzorce pro výpočet požadovaných parametrů. Následující třetí kapitola je zaměřena na popis oka a v návaznosti na tuto kapitolu následuje kapitola věnující se snímáním očních pohybů metodou elektrookulografie a popisu akviziční jednotky Biopac. Na základě rešerše je vypracován návrh protokolu měření, podle kterého proběhne

měření na deseti osobách. Šestá kapitola se věnuje zpracování stabilometrického signálu (signál získaný z podložky WBB), zejména převzorkování signálu a filtraci pomocí Butterworthova filtru. Zpracování EOG je popsáno v následující kapitole a popisuje filtraci signálu pomocí mediánového filtru a odstranění mrknutí. Pro oba signály (stabilometrický a EOG) jsou vypočteny parametry, které jsou v osmé kapitole statisticky porovnány.

# 1 POSTURA

Před popisem posturální stability, je důležité definovat pojem postura. Postura představuje aktivní držení lidského těla vůči působení vnějších sil. Je zajištěna zejména aktivním podílem vnitřních sil, a to především svalovou aktivitou řízenou centrální nervovou soustavou (dále CNS). Ze zmíněných zevních sil má v běžném životě největší význam síla tíhová. Tíhová síla se z kineziologického hlediska projevuje různě. Brzdí pohyby proti působení gravitačních sil a naopak. Rovněž ovlivňuje postavení těla a v podstatě nás nutí k zaujetí nejstabilnější polohy. A v neposlední řadě minimalizuje své působení při provádění pohybů v horizontální rovině. [1] [2] [4]

Postura je součástí jakéhokoliv pohybu a součástí jakékoliv polohy, je tedy synonymem vzpřímeného postoje, ale také sedu či zvednutí hlavy v poloze na břiše. Zároveň vždy vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu, krku a hlavy. [1] [2]

## 1.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajištění držení těla, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu. Jedná se o vysoce specializovaný proces udržení rovnováhy. Je to pohybový regulační mechanismus těla, který předchází pohybu a po provedení požadovaného pohybu se tento mechanismus snaží udržet dosaženou polohu. [2] [3]

## 1.2 Parametry určující posturální stabilitu

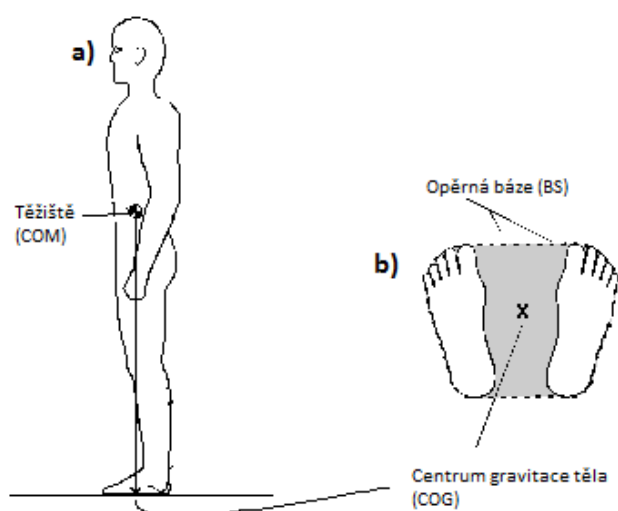
Tato kapitola se zabývá vysvětlením pojmů, potřebných pro správné popsání posturální stability. Jsou zde objasněny pojmy jako opěrná plocha a opěrná báze (viz kapitola 1.2.1), těžiště (viz kapitola 1.2.2), centrum gravitace těla (viz kapitola 1.2.3) a centrum tlaku (viz kapitola 1.2.4).

### 1.2.1 Opěrná plocha a opěrná báze

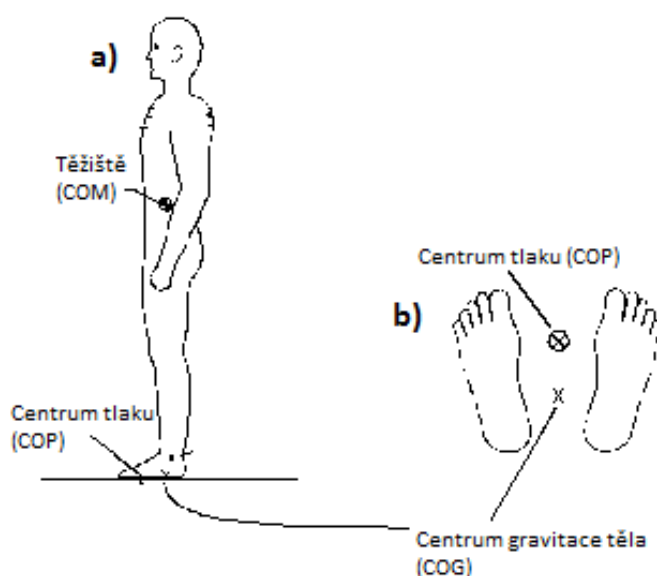
Stabilitu ovlivňují biomechanické a neurofyzilogické faktory. Důležitým biomechanickým faktorem je velikost opěrné plochy. Opěrná plocha (Area of Support, AS) je část podložky, která je v určitém okamžiku v přímém kontaktu s tělem. [1]

Opěrná báze (Base of Support, BS) je definována jako část podložky ohraničená

nejvzdálenějšími body opěrné plochy. Má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou, která tvoří spojnici pat. Opěrná báze je zobrazena na Obrázku 1. V případě stability je nejdůležitější, aby se těžiště těla v každém okamžiku promítalo do opěrné báze. Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze, hmotnosti a nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdáleností mezi průmětem do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonem opěrné plochy k vodorovné rovině. [1] [2] [6]



**Obrázek 1.** Obrázek 1a zobrazuje na postavě polohu těžiště a jeho průmět do podložky, Obrázek 1b zobrazuje průmět těžiště do opěrné báze (centrum gravitace těla), převzato z [7]



**Obrázek 2.** Obrázek 2a zobrazuje na postavě polohu těžiště, centrum tlaku a centrum gravitace těla, Obrázek 2b zobrazuje centrum gravitace těla a centrum tlaku, převzato z [7]

### 1.2.2 Těžiště

Těžiště (Centre of Mass, COM) představuje hmotný bod, do kterého je v globálním vztažném systému soustředěna hmotnost celého objektu. Poloha těžiště je znázorněna na Obrázku 1 a na Obrázku 2. Určení těžiště pro lidské tělo je velice obtížné. Lze jej zjistit experimentálně, graficky nebo pomocí matematických metod jako vážený průměr COM všech segmentů těla. Těžiště můžeme určit i na zcela bezvládném těle, avšak z hlediska kineziologie je možné mluvit o těžišti pouze při zaujetí postury. [1]

Vzhledem k tomu, že je lidské tělo složité segmentované těleso, při každé změně polohy se mění nejen těžiště každého segmentu, ale i těžiště celého těla. Pokud se tělo nachází v základní anatomické poloze, těžiště těla se nachází ve výši druhého až třetího křížového obratle (S<sub>2</sub>-S<sub>3</sub>). [1] [8]

### 1.2.3 Centrum gravitace těla

Centrum gravitace těla (Centre of Gravity, COG) je průmět těžiště celého těla do opěrné báze. Průmět těžiště do opěrné báze je znázorněn na Obrázku 1. Z hlediska stability je nejdůležitější, aby se tento bod nacházel v oblasti opěrné báze, jinak dojde k narušení postury. Oblast, ve které může osoba přesunovat své COG bez změny opěrné báze, se označuje jako *limity stability*. Jakmile se COG ocitne mimo opěrnou bázi, není možné, aby se pouze pomocí vnitřních sil (např. svalové) vrátilo do oblasti opěrné báze. Je pouze možné změnit opěrnou bázi přemístěním opěrné plochy. [1] [3]

### 1.2.4 Centrum tlaku

Centrum tlaku (Centre of Pressure, COP) je definováno jako působiště reakční síly podložky. COP ale nelze ztotožňovat s COG, neboť tělo není dokonale tuhé těleso a porovnání polohy obou center je znázorněno na Obrázku 2. Proto v předozadním směru při snožném stoji byl použit model obráceného kyvadla. Model ukazuje, že oscilace uvnitř COP uvnitř opěrné báze jsou větší než oscilace COG. Na oscilacích se významně podílejí kolísající aktivita svalů bérce a nohy. COP je posunuto vpřed vlivem zvýšené aktivity ohýbačů (flexorů) a laterálně při zvýšené aktivitě odvracovačů (supinátorů) nohy. Tato aktivita je řízena tak, aby se těžnice vždy nacházela uvnitř opěrné báze. Maximální odchylky dosahují u zdravých jedinců jen 80 % předozadní délky či boční (laterolaterální) šířky opěrné plochy. [1] [5] [6]



### **1.3 Vliv senzorických podmínek na posturální stabilitu**

Samotná stabilita je neustálou reakcí na změny zevních a vnitřních sil. Obecně je zajištěna třemi částmi: senzorickou, řídicí a výkonnou. Všechny tyto tři složky spolu spolupracují a stabilita je utvářena každou z nich. [6] [1]

Senzory jsou specializované struktury, které slouží k příjmu informací z vnějšího i vnitřního prostředí ve fyzikální nebo chemické formě (senzorická část). Tyto informace se nazývají stimuly a musí být přeměněny na nervové vzruchy, které jsou následně přeneseny a zpracovány nervovou soustavou (řídicí část) a jsou směřovány do kosterních svalů, které na základě těchto informací provedou požadovanou kontrakci (výkonná část). Výměna informací je důležitá pro řízení stabilizačního procesu. Nové informace se porovnávají s informacemi obsaženými v paměti a používají se k řízení stabilizace. Senzorická část podílející se na posturální stabilitě se skládá z vestibulárního systému (viz kapitola 1.3.1), z propiocepce a exterocepce (viz kapitola 1.3.2) a ze zraku (viz kapitola 1.3.3). [6] [17]

#### **1.3.1 Vestibulární systém**

Vestibulární systém se nachází v labyrintu vnitřního ucha a zabezpečuje nervové regulace spojené s udržováním rovnováhy, s přímým pohledem očí a se zachováním konstantní roviny pohledu, což znamená udržení správné polohy hlavy. V labyrintu se nachází vláskové buňky, které reagují na zrychlení a zpomalení (akceleraci a deceleraci) hlavy. Spojí se spinální míchou slouží pro svalové udržení tonu natahovačů (extenzorů) a zádočných svalů, spoje s mozkovým kmenem zajišťují koordinační pohyby hlavy a očí a spoje s mozečkem vedou informace pro neurony inervující svaly trupu pro udržení rovnováhy (motoneurony). [17]

#### **1.3.2 Propriocepce a exterocepce**

Propriocepce je schopnost CNS získat informace z pohybového aparátu (ve svalech a uvnitř těla pohybem a svalovou činností). Receptory se nachází ve svalových vřeténkách, v Golgiho šlachových vřeténkách, ale také v kloubních mechanosenzorech. Proprioceptivní informace jsou zpracovány v míšních segmentech, v mozečku a v kůře koncového mozku. Zatímco exteroceptory přijímají informace z vnějšího prostředí (kožní citlivost). [17] [18] [21]

### **1.3.3 Zrak**

Zrak je u člověka dominantní smysl, informuje o zevním prostření a výrazně ovlivňuje stabilizační proces. Zrakem se opíráme o pevné body, což pomáhá posturální jistotě. Avšak sledování pohybujícího se pozadí, zatímco se pozorovatel nehýbe, může u pozorovatele vyvolat pocit pohybu a tím i posturální nejistotu (pozorování rozjíždějícího se vlaku ze stojícího vlaku vyvolává dojem pohybu). [6] [17]

## **1.4 Konkrétní případy senzorických vlivů**

Následující kapitola je zaměřena na konkrétní senzorické vlivy, které působí na posturální stabilitu pozitivně či negativně.

### **1.4.1 Míra osvětlení**

Na posturální stabilitu má vliv i míra osvětlení a zavření očí. Výzkum byl proveden za účelem zjistit, zda může nízké osvětlení přispět k pádům starších osob. Posturální stabilita byla měřena za podmínek laboratorního osvětlení (186 lx), mírného osvětlení (10 lx), tlumeného osvětlení (1 lx) a při zavřených očích. Největší odchylky těla v prostoru a nejvyšší rychlost změn polohy COP byly naměřeny při zavřených očích. Při měření stability za tlumeného světla byly zaznamenány větší předozadní výchylky než při mírném a laboratorním osvětlení. Zatímco boční výchylky nedosahovaly u žádného ze tří případů osvětlení značných odlišností. [14]

### **1.4.2 Výškové umístění sledovaného bodu**

Při umístění bodu ve vzdálenosti 200 cm a při pohledu přímo vpřed byly zaznamenány větší výchylky stability než při pohledu na body umístěné ve stejné vzdálenosti, ale v jiné výšce. Zlepšení stability při elevaci a depresi očí může být způsobeno aktivováním okohybných svalů, zatímco při přímém pohledu jsou tyto svaly uvolněné. Je tedy možné, že propiocepční signály vedené ze svalů mohou přispívat ke zlepšení posturální stability. [15]

### **1.4.3 Vzdálenost sledovaného bodu**

Vliv na posturální stabilitu má i fixování zraku na bod, který se nachází v určité vzdálenosti. Posturální stabilita v přímém postoji vykazuje menší výchylky při nižší vzdálenosti (40 mm) než při vyšší vzdálenosti pozorovaného bodu (200 mm). [13] [15]

#### **1.4.4 Sledování emočně zabarveného podnětu**

Posturální stabilita může být ovlivněna i sledováním podnětů majících vliv na emoce vyšetřovaného jedince. Studie na vzorku vysokoškolských studentů ukázaly, že v reakci na emočně zabarvený podnět se výchyly těla v prostoru zvyšují [19]. Tomuto výsledku oponují jiní autoři, kteří ve svém výzkumu definují pojem *freezing*, kdy za působení velmi negativně zabarveného podnětu výchyly těla klesnou nebo úplně vymizí. [20]

#### **1.4.5 Svalová únava**

Svalová únava značí zhoršení stability boční a předozadní výchyly. Navýšení výchyly může být dosaženo při zavření očí nebo při zvětšení vzdálenosti pozorovaného objektu. [13]

#### **1.4.6 Obezita**

Člověk s obezitou má vzhledem ke zvětšení množství tukové tkáně se vyšší celkovou hmotností, se kterou se musí v rámci posturální kontroly pracovat. Nadměrná hmotnost způsobuje větší zátěž kloubů, zhoršuje pohybovou koordinaci, a tím zvyšuje pravděpodobnost pádu. Hmotnost byla prokázána jako významný činitel ovlivňující posturální stabilitu a redukce hmotnosti je přímo spojena se zlepšením posturální kontroly. [3]

#### **1.4.7 Teplota**

Teplota nemá při mírných změnách (20-30 °C) ve vzpřímeném postoji vliv na posturální stabilitu. Neboť ochlazování má mnohem větší vliv na teplotu kůže ve srovnání s teplotou svalů. Svaly, jakožto důležití regulátoři stability, nejsou natolik ochlazené, aby nemohly plnit svou činnost. [6] [24]

## 2 MĚŘENÍ POSTURÁLNÍ STABILITY

Posturografie je metoda, která slouží k vyšetření posturální stability a reaktibility. Posturografii je možné rozdělit na dynamickou, kdy se pohybuje tlaková podložka nebo měřená osoba. Statická posturografie je metoda založena na měření reakčních sil a momentů těchto sil na tlakové podložce. Při měření je nutné, aby proband stál na vymezené ploše podložky, aby bylo vyrovnané centrum gravitace těla. Vyšetřovaný stojí vzpřímeně, dívá se před sebe, horní končetiny má podél těla a po celou dobu měření se nesmí o nic opírat nebo se něčeho dotýkat, aby nedošlo ke zkreslení výsledků. Chodidla musí být během celého cvičení v kontaktu s podložkou. Vzhledem ke zkreslení výsledků nesmí dojít ke zvednutí paty nebo špičky. [26]

### 2.1 Podložka Wii Balance Board

Podložka Wii Balance Board (dále WBB) je zařízení, které umožňuje měřit posturální stabilitu a je možné jej využít ve výzkumné oblasti. Primárně jednalo o zařízení s komerčním využitím, jako je například hraní her, kdy podložka zaznamenávala pohyb či postoj uživatele. Podložka je totiž schopná zaznamenat polohu COP v daný okamžik, čehož lze využít jak při pohybových aktivitách, tak k měření posturální stability. [9]

Hlavní součástí podložky jsou čtyři tlakové senzory umístěné v rozích podložky (viz Obrázek 3) a měřicí deska, což je plocha, na které vyšetřovaný během měření stojí. Vertikální síly ( $F_{TR}$ ,  $F_{BR}$ ,  $F_{TL}$ ,  $F_{BL}$ ), jejichž působení je zobrazeno na Obrázku 4, jsou zaznamenávány tlakovými senzory. Dle vzorce 1 jsou spočítané hodnoty COP v bočním směru  $COP_x$  a v předozadním směru  $COP_y$ . [9]

$$COP_x = \frac{X (F_{TR}+F_{BR})-(F_{TL}+F_{BL})}{2 F_{TR}+F_{BR}+F_{TL}+F_{BL}}; COP_y = \frac{Y (F_{TR}+F_{TL})-(F_{BR}+F_{BL})}{2 F_{TR}+F_{BR}+F_{TL}+F_{BL}} \quad (1)$$

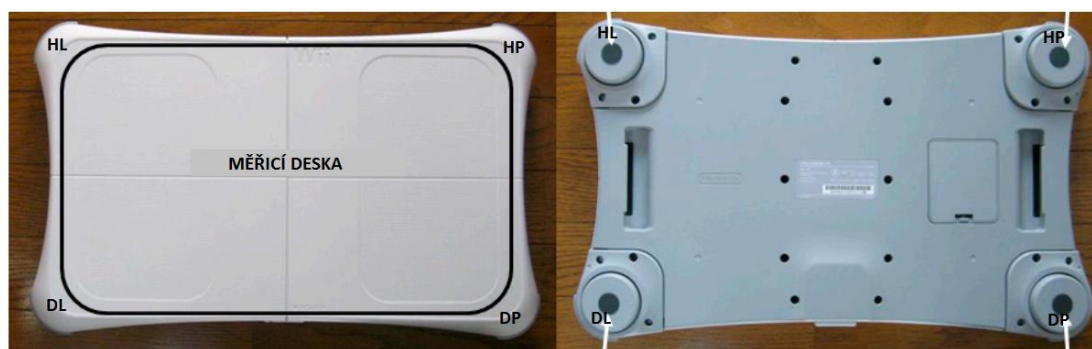
Konstanta  $X$  představuje vzdálenost levého a pravého horního senzoru a činí 433 mm. A konstanta  $Y$  představuje vzdálenost horního a dolního levého senzoru, která činí 238 mm. [9]

Pro měření je nutné spárovat podložku s počítačem (pomocí tlačítka SYNC umístěném na spodní části podložky). Měření probíhá v programu TelMed. Program zobrazuje pole, které představuje měřicí desku podložky, a červenou tečku, která zobrazuje danou polohu COP v reálném čase.

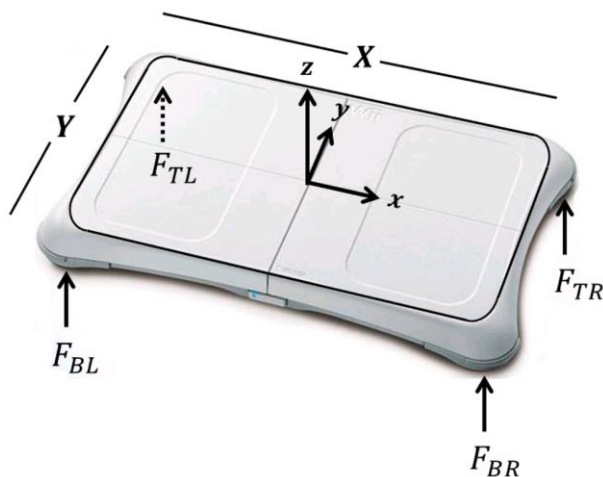
Výstupem měření jsou tři textové soubory. Jeden obsahuje hodnoty umístění COP v předozadním směru a čas měření a druhý soubor zahrnuje hodnoty umístění COP v bočním

směru a také čas měření pro každý vzorek zvlášť. Poslední soubor zahrnuje měření hmotnosti v čase, tato data nebudou pro zpracování výsledků využita.

WBB lze využít jako cenově výhodnější, avšak méně spolehlivou náhradu za laboratorní měřicí platformy. WBB je schopná zaznamenat polohu COP pomocí čtyř senzorů, dražší a výkonnější podložky využívají několikanásobně vyššího počtu senzorů (Zebris – 15 360 senzorů). Dalším z omezení je nekonzistentní vzorkovací frekvence, což znemožňuje přesné určení časové osy. [27] [28]



**Obrázek 3. Schéma měřicí podložky WBB, umístění tlakových senzorů v rozích podložky, převzato z [9]**

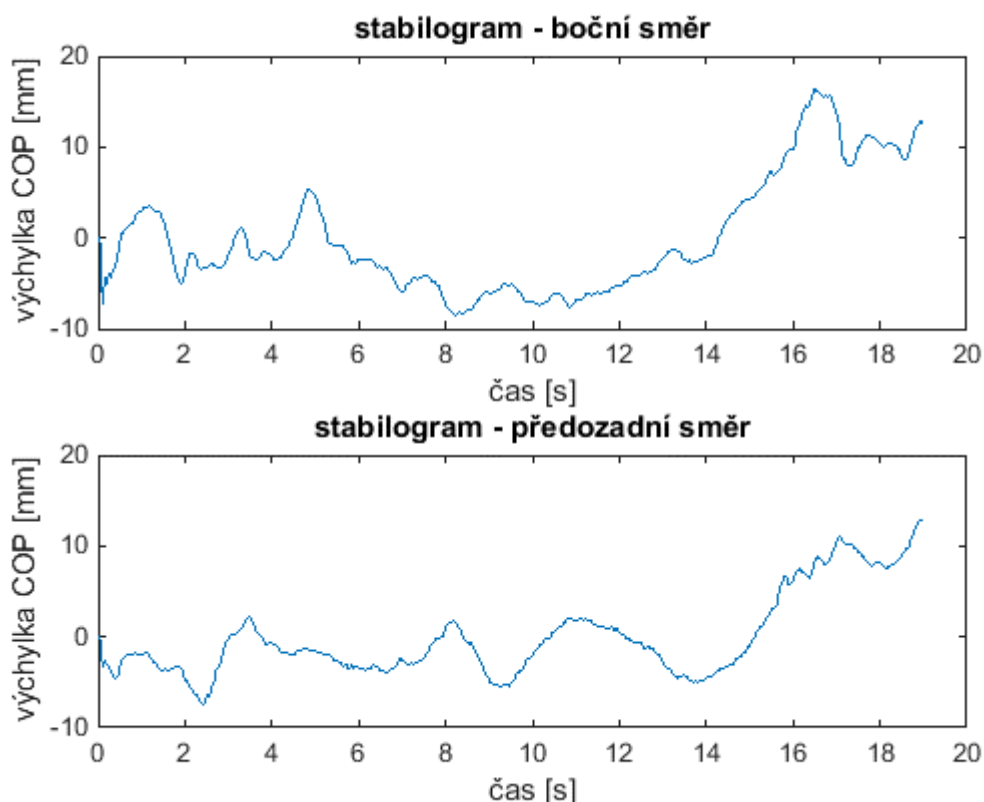


**Obrázek 4. Schéma měřicí podložky WBB s působími vertikálních sil v místech tlakových senzorů, převzato z [9]**

## 2.2 Výstupy měření na podložce WBB

Výsledkem měření jsou měřicí podložkou zaznamenané změny COP. Jsou zaznamenávány polohy COP v bočním směru a polohy COP v předozadním směru. K zobrazení těchto výsledků slouží stabilogram a statokinesigram [26]

Stabilogram je graf, který ukazuje polohu COP během doby měření (viz Obrázek 5). Výstupem je závislost polohy COP (v bočním směru nebo v předozadním směru) na čase. Na úkor času chybí informace o prostorové poloze a trajektorii. Tu lze vyčíst z dále zmíněného statokinesigramu. [27]



**Obrázek 5. Zobrazení stabilogramu pro boční a předozadní směr**

COP mění během měření svou polohu a statokinesigram zobrazuje dráhu výskytu COP během měření. Osa x zobrazuje polohu COP v bočním směru a osa y polohu COP v předozadním směru (viz Obrázek 6). Nevýhodou statokinesigramu je absence časové složky, není tedy možno z grafu určit, kterému časovému úseku náleží příslušný bod. Výhodou je podání prostorové informace. Z grafu je možné určit trajektorii, rozptyl, výchylky poloh COP či konfidenční elipsu (viz kapitola 2.3.1). [27]



Délka křivky statokinesigramu ( $LI$  – line integral) se zjistí spočtením Eukleidovských vzdáleností mezi naměřenými vzorky představující polohu COP.

$$LI = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2 + (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (2)$$

Kde  $LI$  představuje výslednou délku pohybu COP,  $x_i$  je hodnoty na ose x (hodnota COP v bočním směru) a  $y_i$  je hodnota na ose y (hodnota COP v předozadním směru). [32]

Rovněž je možné z naměřených dat jednoduše určit průměrnou hodnotu COP v bočním směru  $\bar{x}$  a v předozadním směru  $\bar{y}$ . [31]

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (3)$$

$$\bar{y} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i \quad (4)$$

Střední poloměr statokinesigramu ( $R$  – radius of statokinesigram)

$$R = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{(y_i - \bar{y})^2 + (x_i - \bar{x})^2} \quad (5)$$

Celková plocha statokinesigramu ( $TA$  – total area of statokinesigram)

$$TA = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{s_i \cdot (s_i - r_i) \cdot (s_i - r_{i+1}) \cdot (s_i - l_i)} \quad (6)$$

$$s_i = \frac{1}{2} \cdot (r_i + r_{i+1} + l_i) \quad (7)$$

Střední kvadratická odchylka statokinesigramu ( $RMS$  – root mean square of statokinesigram)

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N [(y_i - \bar{y})^2 + (x_i - \bar{x})^2]} \quad (8)$$

Amplituda stabilogramu v bočním směru ( $A_x$ ) a amplituda stabilogramu v předozadním směru ( $A_y$ ) [34]

$$SD\bar{x} = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2}$$

$$A_x = 4 \cdot SD\bar{x}$$

$$SD\bar{y} = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y})^2}$$

$$A_y = 4 \cdot SD\bar{y} \quad (9)$$



### 2.3.1 Konfidenční elipsa

Konfidenční elipsa zobrazuje plochu, ve které se s mírou pravděpodobnosti 95 % vyskytují nechybové naměřené COP. [31]

Vytvoření konfidenční elipsy zahrnuje výpočet kovarianční matice z hodnot COP v předozadním a v bočním směru (použití funkce *cov*). Data z kovarianční matice jsou použita k výpočtu vlastních čísel a vlastních vektorů (použití funkce *eig*). Využitím největšího vlastního vektoru lze spočítat natočení elipsy vůči vodorovné ose. A výpočtem průměru z obou směrů se zjistí střed elipsy. Pomocí chí kvadrátu a vlastních čísel lze spočítat délky obou poloos elipsy, *chí kvadrát* má v tomto případě hodnotu 2,4477. Jedná se o druhou odmocninu pro stupeň volnosti 95 %. Z délek poloos lze dle vzorce 10 určit plochu konfidenční elipsy. [31]

```
kovariance = cov(COPx, COPy) %výpočet kovarianční matice  
[vl_vektor, vl_cislo] = eig(kovariance) %výpočet vlastních  
vektorů a vlastních čísel  
a = chi_kvadrat*sqrt(max_vl_cislo) %délka hlavní poloosy  
b = chi_kvadrat*sqrt(min_vl_cislo) %délka vedlejší poloosa
```

Plochu 95 % konfidenční elipsy lze jednoduše vypočítat pomocí vzorce pro výpočet obsahu elipsy.

$$plocha(95\%) = a \cdot b \cdot \pi \quad (10)$$

Kde  $a$  a  $b$  představují délky poloos a  $\pi$  je Ludolfovo číslo.

## 3 OKO

Zrak spadá do senzorické složky, která má vliv na posturální stabilitu. Tato kapitola se věnuje anatomii oka (kapitola 3.1), fyziologii (kapitola 3.2) a okulomotorice (kapitola 3.3).

### 3.1 Anatomie oka

Oko je složitý párový orgán, díky němuž získáváme přes 80 % informací o okolním světě. Umožňuje totiž vnímání barev, světla a usnadňuje orientaci v prostoru. Zrakový orgán je uložen v obličejové části v očnici a skládá se z oční koule (bulbus oculi) a z přídatných očních orgánů. K přídatným orgánům se řadí okohybné svaly, spojivka, slzné ústrojí a víčka. [10] [11]

#### 3.1.1 Oční koule

Oční koule (bulbus oculi) je uložena v kostěné schránce, která se nazývá očnice. Oční kouli tvoří dva segmenty o různém poloměru křivosti. Menší segment je tvořen rohovkou a jeho poloměr křivosti činí 7-8 mm a je na rozdíl od zadního segmentu viditelný v oční štěrbině mezi otevřenými víčky. Větší, zadní segment tvořený bělimou má poloměr zakřivení 11-12 mm. Stěna oční koule se skládá ze zevní vazivové vrstvy (tunica fibrosa bulbi), z prostřední vrstvy (tunica vasculosa bulbi – uvea) a z vnitřní vrstvy (tunica interna s. sensoria bulbi). [10] [11]

Zevní vazivová vrstva tvoří tuhý ochranný obal oční koule, zajišťující stabilitu tvaru. Zároveň se na něj upínají šlachy okohybných svalů. Tuto vrstvu tvoří především bělima a rohovka. Prostřední vrstva živnatka (uvea) se nachází pod zevní vrstvou, je poměrně tenká a tvoří ji řídké vazivo s pigmentovými buňkami. Zajišťuje především výživu oční koule, dále slouží jako světelná a tepelná izolační vrstva a svou roli hraje i při akomodaci oka. Skládá se z cévnatky, řasnatého tělesa a duhovky. Vnitřní vrstva oka se skládá ze sítnice a pigmentového epitelu, jehož funkcí je výměna látkových buněk sítnice. Úloha sítnice je popsána v kapitole 3.2.1. Obsah oční koule tvoří průhledné segmenty, kterými prochází světelné paprsky, které se lámou tak, aby dopadaly na sítnici. Jsou to optická prostředí oka a tvoří je čočka, sklivec a obsah přední a zadní komory, kterou vyplňuje komorový mok. [10] [11]

### **3.1.2 Okohybné svaly**

Okohybné svaly se řadí k přídatným očním orgánům. Na rozdíl od většiny ostatních svalů vykazují stálou aktivitu a jejich rychlá a neobyčejně precizní změna kontrakce je důležitá pro binokulární vidění. Svalová vlákna jsou rovněž tenčí a jejich tloušťka kolísá. Silnější vlákna jsou situována v centru svalu a tenčí vlákna se nachází na zevních partiích. Okohybné svaly pohybují oční koulí tak, aby sledovaný obraz předmětu dopadl na žlutou skvrnu. Optické osy obou očí spolu tedy konvergují. Součinnost očních pohybů je složitě řízena nervovým systémem. Do skupiny okohybných svalů řadíme i zdvihač horního víčka. Hybnost oka obstarávají 4 přímé a 2 šikmé svaly. [10] [11]

## **3.2 Fyziologie vidění**

Zrak zachycuje a interpretuje světelné podněty, což jsou elektromagnetické vlny v rozmezí 400-700 nm. Optický systém oka (rohovka, čočka, komorová voda a sklivce) láme příchozí paprsek tak, že na sítnici dopadá obrácený a zmenšený obraz pozorovaného objektu. [21]

### **3.2.1 Sítnice**

Úkolem sítnice je přijímat dopadající paprsky prošlé čočkou a chemickým procesem je změnit na elektrické impulzy vedené směrem k mozku. Ke splnění tohoto úkolu slouží specifické buňky uloženy do několika vrstev sítnice. Patří sem tyčinky, čípky, bipolární buňky, gangliové buňky a buňky podpůrné a asociační. Zraková ostrost (schopnost rozlišit detaily objektu) je největší ve žluté skvrně a je dána rozložením tyčinek a čípků na sítnici a způsobem jejich propojení s neurony. Čípky slouží k vidění v jasném světle a umožňují rozlišení barev. Tyčinek je v sítnici asi 30krát více než čípků a uplatňují se při vidění v šeru a při vnímání pohybu. Podstatou adaptace oka na šero je zvýšení zrakového pigmentu v tyčinkách v přítmí. Zraková informace je převedena centrální zrakovou drahou do CNS, kde dochází ke zpracování informace. [10] [11] [21]

## **3.3 Okulomotorika**

Nejostřejší místo je umístěno ve fovea centralis, což je jamka nacházející se ve žluté skvrně. Vzhledem k tomuto faktu musí existovat velmi přesné motorické řízení, které zajišťuje koordinované pohyby očí a hlavy, aby docházelo k neustálé projekci sledovaného objektu na malou plochu žluté skvrny. Většina pohybů probíhá pro obě oči současně a ve stejném směru, jedná se o konjugované pohyby očí při diskonjugovaných pohybech dochází k pohybu

očí v různém směry (viz kapitola 3.3.4). Konjugace očí je důležitou součástí binokulárního vidění. Pohyby obou očí probíhají tak, aby došlo k jejich fixaci a zaostření na jeden bod. [17]

Okulomotorické systémy udržují projekci obrazu na sítnici. K těmto systémům řadíme vestibulo-okulární a opto-kinetické dráhy (viz kapitola 3.3.1), systém pomalých sledovacích pohybů (viz kapitola 3.3.2), systém kontrolující sakadické pohyby (viz kapitola 3.3.3) a vergentní pohyby (viz kapitola 3.3.4). [17]

### **3.3.1 Vestibulo-okulární a opto-kinetické dráhy**

Vestibulo-okulární a opto-kinetické dráhy zajišťují koordinaci okohybných pohybů a pohybů hlavy. Vestibulo-okulární systém ke stabilizaci využívá informace z vestibulárního systému (viz kapitola 1.5.1). Aby se pozorovaný objekt udržel v centru ostrosti, při pohybu hlavy se oči hýbou opačným směrem. Tento jev se nazývá vestibulookulomotorický reflex a uplatňuje se při otevřených i při zavřených očích. Zatímco opto-kinetický systém udržuje obraz na sítnici vizuální cestou. Opto-kinetický systém může korigovat chyby, které vznikají při koordinaci očních pohybů funkcí vestibulo-okulárního systému. [17] [22]

### **3.3.2 Systém pomalých sledovacích pohybů**

Systém pomalých sledovacích pohybů udržuje sledovaný pohybující se objekt na fovea centralis tím, že přizpůsobuje oční pohyb pohybu sledovaného objektu. Jedná se o pohyby volní a uvedený systém pracuje nezávisle na vestibulárních informacích. Systém je iniciován zrakovými stimuly o sledovaném pohybujícím se objektu, nemůže tedy pracovat ve tmě (na rozdíl od sakád). [17]

### **3.3.3 Systém kontrolující sakadické pohyby**

Zrak používá sakády k prohlížení zorného pole a k udržení pohybujícího se objektu na fovea centralis. Sakády jsou neprogramované konjugované oční pohyby, které za sebou následují s odstupem 150 ms. Tato doba je nutná k vyhodnocení polohy podnětu. Sakadické pohyby jsou spouštěny na základě zrakových informací, ale mohou být stimulovány i sluchovými stimuly nebo na základě zkušeností lokalizace objektu v prostoru. [10]

### **3.3.4 Vergentní pohyby**

Systém vergentních očních pohybů zajišťuje pohyby diskonjugované. Pohyb diskonjugovaný nastává, když je sledován objekt pohybující se k nám nebo od nás. Na rozdíl od konjugovaného pohybu každé oko sledující objekt provádí odlišný pohyb tak, aby objekt zůstal na fovea centralis. Rozostření sledovaného objektu stimuluje současně vergentní pohyby a akomodaci oka (změna optické mohutnosti čočky). [17]

## 4 ELEKTROOKULOGRAFIE

Elektrookulografie (dále EOG) je neinvazivní metoda pro měření očních pohybů na základě rozdílných potenciálů. EOG je metoda založená na detekci těchto potenciálů pomocí elektrod. [10]

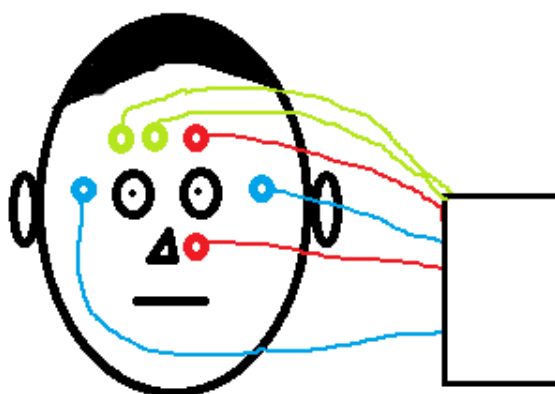
### 4.1 Princip měření

Mezi předním a zadním polem oka je možné detekovat elektrický potenciál, který vzniká v pigmentovém epitelu sítnice. Oko se chová jako elektrický dipól. Jeho kladný pól se nachází na sítnici a záporný na rohovce. Potenciál mezi přední (rohovka) a zadní (sítnice) částí oční koule se nazývá corneo-retinální potenciál (dále CRP). Amplituda signálu se pohybuje mezi 1 a 6 mV a závisí na osvětlení a na adaptaci očí. Frekvenční rozsah signálu je 0-30 Hz. Výstupem měření je elektrookulogram, což je záznam změn potenciálů získaný během času, kdy subjekt prováděl oční pohyby. [10] [23]

Při vyšetření očí touto metodou se provádí měření za různého osvětlení. Konkrétně ve tmě a za normálního osvětlení. Ve tmě amplituda měřeného signálu klesá. Porovnáním minimální hodnoty naměřené ve tmě a maximální změřené za světla lze vypočítat tzv. Ardenův index, podle kterého lze zhodnotit retinální funkci. [12]

### 4.2 Umístění elektrod

Pro snímání CRP je třeba vhodně umístit elektrody na obličej probanda (viz Obrázek 8). Pár elektrod umístěný nad a pod okem zaznamenává vertikální pohyby očí, pár elektrod umístěný na spáncích zaznamenává horizontální pohyby a elektrody na čele jsou referenční. Popsané rozložení elektrod je typické pro nepřímou metodu měření EOG, jedná se o neinvazivní měření. Naopak přímá metoda je invazivní zákrok a je třeba zavést elektrodu na sítnici. Pro lepší vedení signálu mezi kůží a elektrodou se používá gel, který zlepšuje vodivost. [25]

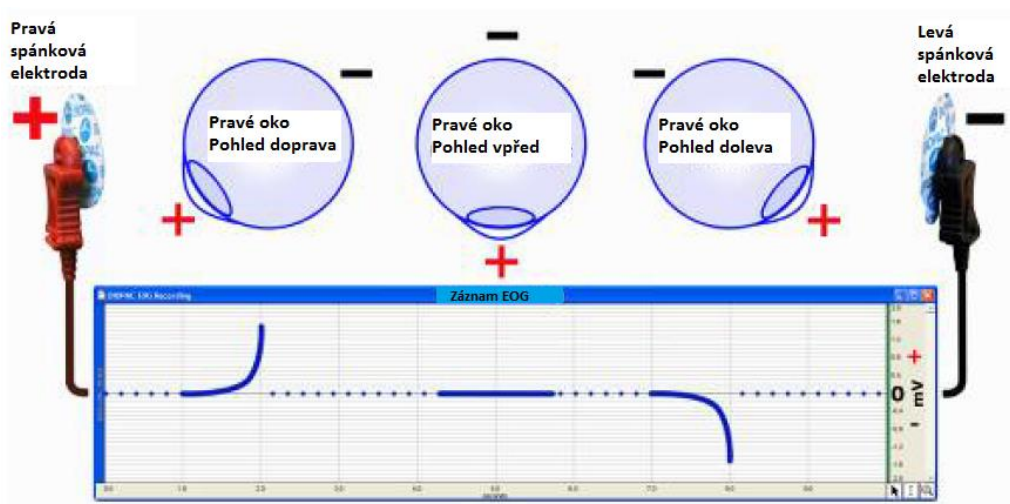


**Obrázek 8. Umístění elektrod pro snímání záznamu EOG, zelená – referenční, červená – vertikální pohyby, modrá – horizontální pohyby**

### **4.3 Snímání signálu**

Pokud se oko pohne ze středové polohy směrem k jedné elektrodě (např. při pohledu doprava směrem k modré elektrodě, viz Obrázek 8), tato elektroda zaznamená pozitivní stranu sítnice a protější elektroda (modrá elektroda vlevo, viz Obrázek 8) zaznamená negativní stranu sítnice, naměřená napětí při horizontálním pohybu zobrazuje Obrázek 9. [25]

Rozdíl mezi potenciálem na elektrodě nad okem a potenciálem na elektrodě pod okem určuje horizontální polohu očí vzhledem k hlavě. Zatímco rozdíl mezi potenciálem na elektrodě na levém spánku a potenciálem na elektrodě na pravém spánku určuje horizontální polohu očí vzhledem k hlavě. Při přímém pohledu oka vpřed nevzniká mezi páry elektrod žádné napětí (viz Obrázek 9). [23] [25]



**Obrázek 9. Zobrazení signálu snímaného ze spánkových elektrod při pohledu vpravo amplituda vzroste, při pohledu vpřed se amplituda nemění při pohledu vlevo amplituda klesá, převzato z [23]**

#### 4.4 Systém Biopac

Akviziční jednotka Biopac je systém, díky němuž lze měřit a hodnotit základní fyziologické parametry. V této práci je použitý systém Biopac MP35 k měření záznamu EOG. Akviziční jednotka Biopac MP35 (zobrazena na Obrázku 10 i s připojením svodových kabelů pro elektrody) je propojena s počítačem pomocí USB a pracuje v programu Biopac Student Lab. Parametry měřicí jednotky Biopac MP35 jsou shrnuty v Tabulce 1.

Pro měření EOG je nutné do zapojit do kanálu 1 (CH1) trojici elektrod pro měření vertikálních pohybů a do kanálu 2 (CH2) taktéž trojici elektrod, které budou snímat horizontální pohyby. Elektrody jsou zhotoveny z materiálu Ag-AgCl a obsahují kontaktní gel. Vstupní signál je analogový uvnitř akviziční jednotky je zesílen, filtrován a převeden na digitální signál. Výstupem jsou dva signály, první signál z kanálu 1 zobrazuje horizontální pohyby, tedy pohyb očí do stran a druhý signál z kanálu 2 zobrazuje vertikální pohyby, tedy pohyb očí nahoru a dolů. [23]





**Obrázek 10. Připojení dvou svodových kabelů k elektrodám SS2L do akviziční jednotky Biopac**

**Tabulka 1. Parametry měřicí jednotky Biopac MP35 [23]**

Parametr	Hodnota parametru
Počet kanálů	4 izolované (CH1 – CH4)
A/D rozlišení	24 bitů
Poměr signál/šum (SNR)	> 89 dB
Činitel potlačení soufázového signálu (CMRR)	> 85 dB
Rozsah zesílení	10x až 50000x
Vzorkovací frekvence ( $f_{vz}$ )	až 100 kHz
použitá ( $f_{vz}$ ) pro měření EOG	100 Hz
Softwareové filtry	3 programovatelné digitální IIR filtry
Hardwareové filtry	dolní propust - 20 kHz
Připojení k počítači	USB 2.0 full speed
Rozměry	7 cm x 29 cm x 25 cm
Hmotnost	1,4 kg

## 5 PROTOKOL MĚŘENÍ

Cílem měření je zjistit, jaký vliv mají oční pohyby na posturální stabilitu. K měření očních pohybů je použit systém Biopac MP35, jehož výstupem je signál zaznamenávající pohyb očí v reálném čase (elektrookulogram). Dalším nástrojem je podložka Wii Balance Board, která měří polohu COP subjektu při pozorování bodu. Obě zařízení jsou při dílčích měřeních použita zároveň.

V rámci bakalářské práce bylo provedeno měření na 10 zdravých jedincích (2 muži a 8 žen) ve věku 20 až 22 let.

### 5.1 Použité pomůcky

Během experimentu byly použity tyto pomůcky: Balanční podložka WBB, 4x tužkové baterie AA pro napájení podložky WBB, počítač s nainstalovaným programem TelMed, akviziční jednotka Biopac MP35, dva svodové kabely k elektrodám SS2L, 6× Ag/AgCl elektroda, počítač s nainstalovaným softwarem Biopac Student Lab, projektor a promítací plátno.

### 5.2 Podmínky měření

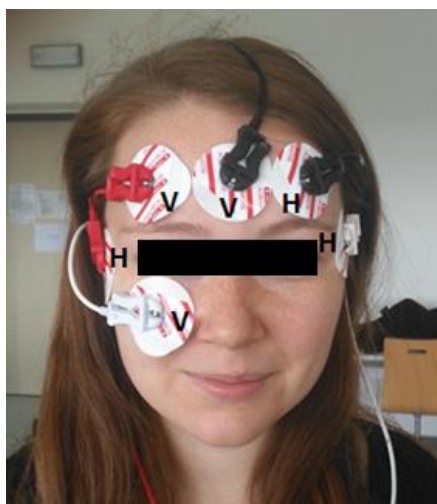
- Proband je před měřením seznámen s postupem měření
- Osvětlení místnosti by během měření mělo být konstantní - místnost by neměla být příliš osvětlena, aby nebyla zhoršena viditelnost animace na promítacím plátně (regulace žaluziemi)
- Proband na sobě nesmí mít žádné kovové předměty (kovové předměty vedou lépe proud než kůže, mohlo by dojít ke kreslení EOG signálu)
- Měření na podložce WBB probíhá bez bot
- Každé dílčí měření stability na podložce WBB trvá 20 sekund a současně je měřeno EOG
- Z důvodu možného zkreslení signálu EOG nesmí měřená osoba během měření pohybovat hlavou

### 5.3 Spuštění systému Biopac

Akviziční jednotku systému Biopac je nejprve nutné zapnout pomocí spínače v zadní části přístroje, což se projeví rozsvícením zelené kontrolky Power v pravé části čelní strany přístroje. Systém Biopac je připojen k počítači pomocí USB. Po spuštění programu Biopac Student Lab je třeba ve výčtu možných typů měření vybrat měření EOG (L10-Elektrookulogram). Všechna naměřená data se následně budou ukládat do předem zvolené složky s koncovkou *acq*, tato složka bude obsahovat záznamy naměřených vzorků z kanálu 1 (horizontální pohyby) a z kanálu 2 (vertikální pohyby). Vzhledem k tomu, že měření EOG probíhá kontinuálně (tj. od spuštění měření EOG je signál zaznamenáván nepřetržitě až do konce měření) je nutné pomocí klávesy F9 značit každý počátek měření.

Pro měření očních pohybů jsou k dispozici dvě sady vodičů, které je nutné připojit do kanálu 1 a 2. Vodiče s připojenými elektrodami je třeba vhodně umístit na obličej měřené osoby. Umístění je popsáno na Obrázku 11. Elektrody označené písmenem H jsou určeny pro zaznamenávání horizontálních pohybů očí a jsou součástí jedné sady připojené do kanálu 1. Elektrody označené písmenem V jsou určeny pro zaznamenávání vertikálních pohybů očí a jsou součástí jedné sady připojené do kanálu 2 (zapojení sad vodičů na Obrázku 10).

Elektrody se v místě měření nesmí překrývat (pro lepší umístění je možné zastříhnout bílou lepenku) a měly by být umístěné na neznečištěný obličej, aby nedocházelo ke zkreslení signálu. Po nalepení elektrod proběhne před vlastním měřením kalibrace systému Biopac, kdy měřená osoba sleduje bod vykonávající krouživý pohyb a nesmí při tom pohnout hlavou.



**Obrázek 11.** Umístění elektrod pro snímání vertikálních pohybů očí (V) a horizontálních pohybů očí (H) pomocí systému Biopac, červené elektrody jsou kladné, bílé záporné a černé referenční

## 5.4 Spuštění WBB

Pro měření posturální stability je použit program TelMed. Pro správnou funkci programu musí být počítač připojen k internetu. Podložku WBB je třeba spárovat s počítačem pomocí bluetooth.

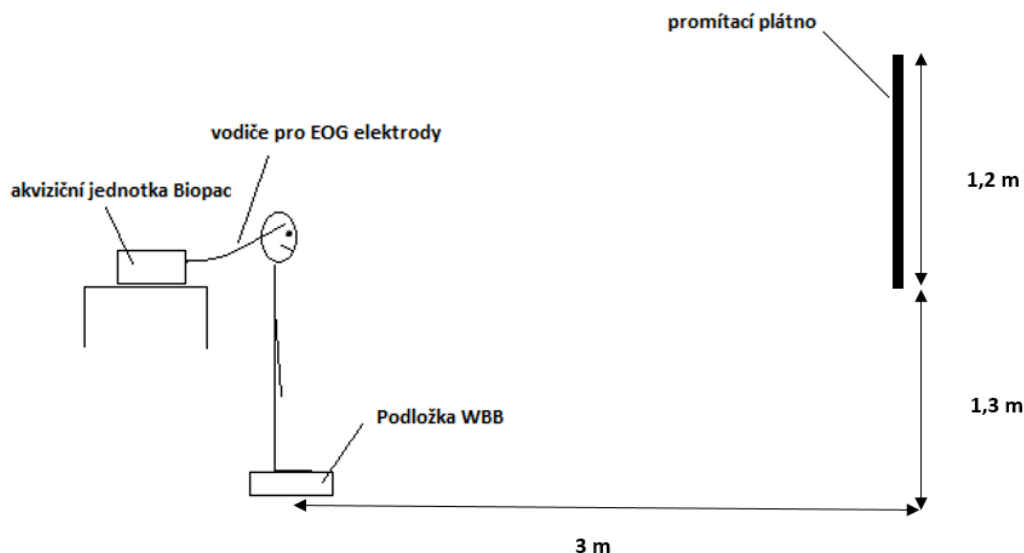
Postup spárování podložky:

- Spuštění programu TelMed
- Vytvoření nového uživatele a výběr pracoviště
- Výběr měření – Romberg (předdefinovaný protokol pro měření na podložce WBB)
- Odpárování podložky
- Spárování podložky s počítačem – nutno stisknout synchronizační tlačítko ve spodu podložky WBB
- Po úspěšném spárování podložky s počítačem proběhne automatická instalace ovladače
- Inicializace plošiny
- Přistoupení k vlastnímu měření

## 5.5 Postup měření

Před zahájením měření je třeba vymezit prostor pro experiment. Měřicí podložka WBB je umístěna na zem ve vzdálenosti 3 m od promítacího plátna. Vzdálenost je zvolena tak, aby se celé promítací plátno, promítlo do zorného pole měřené osoby.

Poté se osoba postaví na měřicí podložku WBB. Zaujme vzpřímený postoj v úzkém stoji rozkročném tak, aby se COP nacházelo co nejbližší středu podložky. Na Obrázku 12 je zobrazeno rozložení scény během měření včetně použitých přístrojů a vyznačených vzdáleností.



**Obrázek 12. Zobrazení scény během měření: měřená osoba stojí na balanční podložce WBB, elektrody nalepené na obličeji propojené s akviziční jednotkou Biopac snímají EOG, měřená osoba sleduje bod na promítacím plátně**

Bude provedeno 14 druhů měření, každé bude dvakrát zopakováno. Dohromady tedy bude provedeno 28 měření a každé bude trvat 20 sekund. Měřená osoba bude zaujímat vzpřímený postoj v úzkém stoji rozkročném na balanční podložce WBB tak, aby se COP nacházelo co nejblíže středu podložky. V rámci jednoho 20 sekundového měření bude měřená osoba sledovat na promítacím plátně stabilní bod či animaci simulující pohyb bodu. Oční pohyby budou snímány pomocí EOG a informace o pohybu COP (stabilometrický signál) pomocí WBB podložky.

Z důvodů možného zkreslení signálu EOG nesmí osoba pohnout hlavou. Pokud k pohybu hlavy během měření dojde, dané měření je nutno zopakovat.

Tabulka 2 zobrazuje výčet provedených měření (nazvané podle vykonávaného očního pohybu) a blíže specifikuje informace o sledovaném bodu. Měření 6-14 byla sestavena tak, aby byly zastoupeny druhy očních pohybů uvedené v kapitole 3.3. Sada měření 6-9 představuje pomalé sledovací pohyby, měření 10 a 11 vergentní pohyby a měření 11-14 sakadické pohyby.

Sledovaný bod má tvar kruhu a průměr 10 cm (kromě měření č. 10, kde se jeho průměr záměrně mění). V měření 1 a 3 není předem definovaný bod, na který je třeba fixovat pohled po celou dobu měření. V měření 2, 4 a 5 se sledovaný bod nepohybuje.

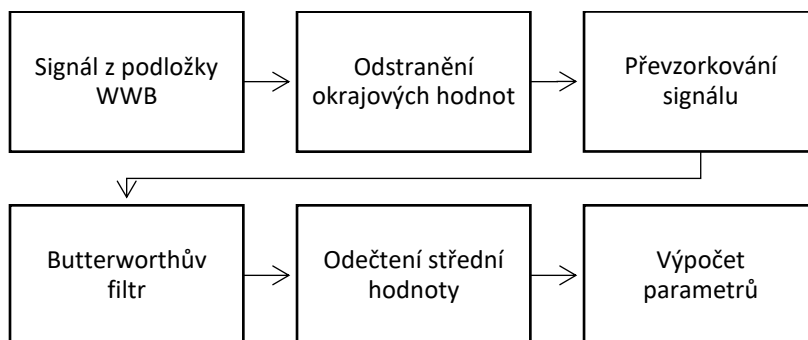
**Tabulka 2. Tabulka provedených měření s bližším popisem pro každé měření**

číslo měření	druh měření	bližší popis měření
1	otevřené oči	přímý pohled vpřed bez fixace na předem zvolený bod
2	otevřené oči-fixace	sledování nepohybujícího se bodu ve výši očí měřené osoby
3	zavřené oči	
4	bod vysoko	nepohybující se bod umístěn ve výšce 250 cm od země
5	bod na zemi	nepohybující se bod umístěn ve výšce 0 cm od země
6	pohyb svisle	periodický pohyb bodu dolů a nahoru, délka dráhy: 100 cm, frekvence pohybu: 0,25 Hz
7	pohyb vodorovně	periodický pohyb bodu zleva doprava, délka dráhy: 200 cm, frekvence pohybu: 0,25 Hz
8	pohyb vodorovně + svisle	kombinace vodorovného a svislého pohybu bodu - náhodné zvolení dráhy a směru pohybu bodu
9	kruhový pohyb	opakovaný pohyb bodu po kružnici o průměru 100 cm, frekvence pohybu: 0,5 Hz
10	zmenšování + zvětšování kruhu	opakované zvětšování a zmenšování kruhu (nejmenší průměr: 10 cm, největší průměr: 65 cm) frekvence pohybu: 0,25 Hz
11	video-vzdalování objektu	video zobrazující vzdalující se auto
12	text jednoduchý	Souvislý český text, výška písmen 4 cm
13	text anglicky	Souvislý anglický text, výška písmen 4 cm
14	text-zhoršená čitelnost	souvislý český text, zhoršená čitelnost = výška písmen 1 cm, barva písma šedá

*Pozn.: uvedené vzdálenosti a rozměry jsou měřeny na promítacím plátně*

## 6 ZPRACOVÁNÍ DAT Z PODLOŽKY WBB

V rámci bakalářské práce bylo provedeno měření na deseti zdravých jedincích ve věku 20 až 22 let. Měření proběhlo dle navrženého protokolu měření (viz kapitola 5.5). Data jsou analyzována v programu Matlab R2014b. Postup zpracování signálu je zobrazen na následujícím blokovém schématu (Obrázek 13).



Obrázek 13. Blokové schéma pro zpracování signálu z WBB

### 6.1 Vzorkovací frekvence podložky WBB

Na podložce WBB není možné nastavit vzorkovací frekvenci. Navíc plošina neukládá k naměřeným vzorkům časovou značku měření, tudíž se ke vzorkům přidává časová značka jejich příchodu na bluetooth PC, čímž může hodnota vzorkovací frekvence kolísat.

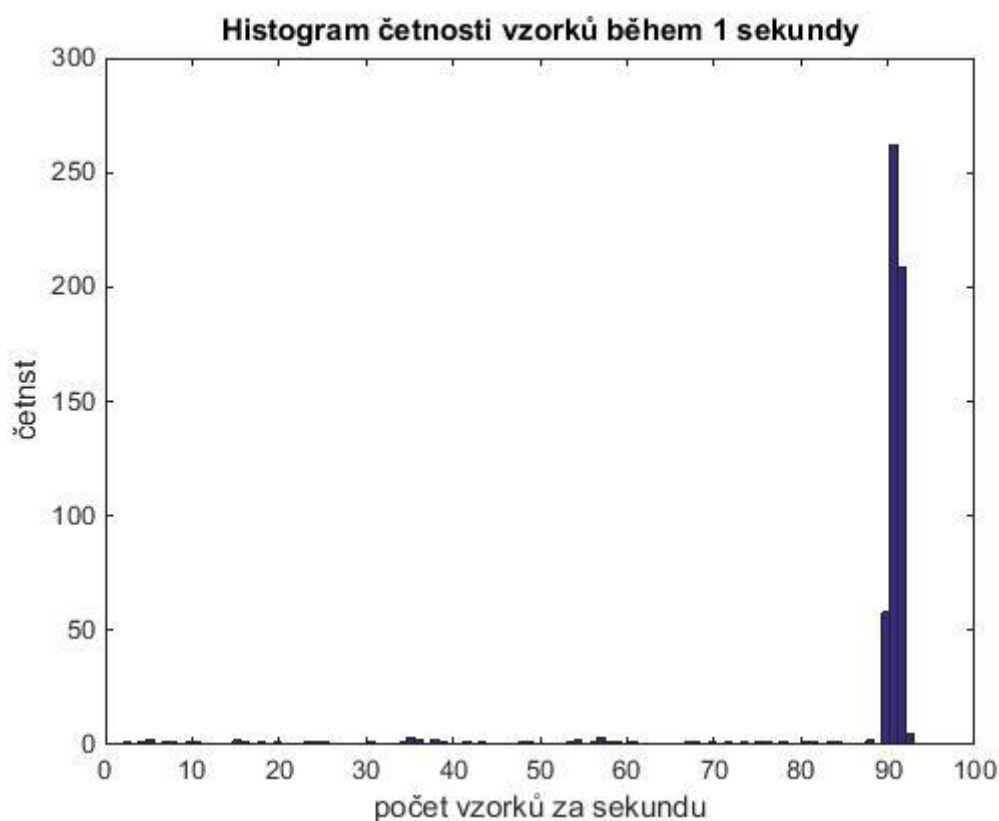
V rámci jednoho měření trvajícího 20 sekund je vzorkování až na okrajové hodnoty rovnoměrné. Tato skutečnost je zobrazena v Tabulce 3, kde je možné vidět, kolik vzorků je naměřeno během konkrétní sekundy měření. V rámci tohoto měření kolísá počet vzorků naměřených během sekundy mezi hodnotou 90 a 91. První a poslední hodnota v tabulce jsou okrajové hodnoty, které nebyly naměřeny během celé sekundy. V ideálním případě by jejich součet měl být taktéž 90 nebo 91, součet je však o několik vzorků vyšší. Vyšší hodnota součtu může být způsobena tím, že i přes zvolenou délku měření 20 sekund měří podložka delší časové rozmezí, které není pro všechna měření konstantní. Bylo zjištěno že délka měření není vždy stejná a z tohoto důvodu je nutné okrajové hodnoty odstranit. Po jejich odstranění se měření zkrátí přesně na 19 sekund.

**Tabulka 3. Počet vzorků naměřených během každé sekundy jednoho měření trvajícího 20 sekund**

Čas měření	počet vzorků naměřených v dané sekundě
13:15:36	76
13:15:37	90
13:15:38	91
13:15:39	90
13:15:40	90
13:15:41	90
13:15:42	90
13:15:43	91
13:15:44	90
13:15:45	90
13:15:46	90
13:15:47	90
13:15:48	91
13:15:49	90
13:15:50	90
13:15:51	90
13:15:52	90
13:15:53	90
13:15:54	91
13:15:55	90
13:15:56	19

Experiment na jedné osobě zahrnuje 28 měření trvajících 20 sekund. Pro každé z měření bylo zjištěno, kolik vzorků je naměřeno během jedné sekundy a tuto skutečnost zobrazuje histogram na Obrázku 14. Z histogramu je zřejmé, že během jedné sekundy jsou nejčastěji naměřeny hodnoty okolo 90 vzorků. Vzorky s nízkou četností (nízké sloupce histogramu) jsou okrajové hodnoty, které nebyly měřeny během celé sekundy a v rámci zpracování dat jsou tyto okrajové hodnoty odstraněny. Analýza počtu vzorků za sekundu během experimentu u ostatních osob vykazuje podobné hodnoty, tedy cca 90 vzorků za sekundu. Nejmenší hodnota byla zaznamenána 80 vzorků za sekundu a nejvyšší 93 vzorků za sekundu. [28]





Obrázek 14. Histogram četnosti vzorků za sekundu

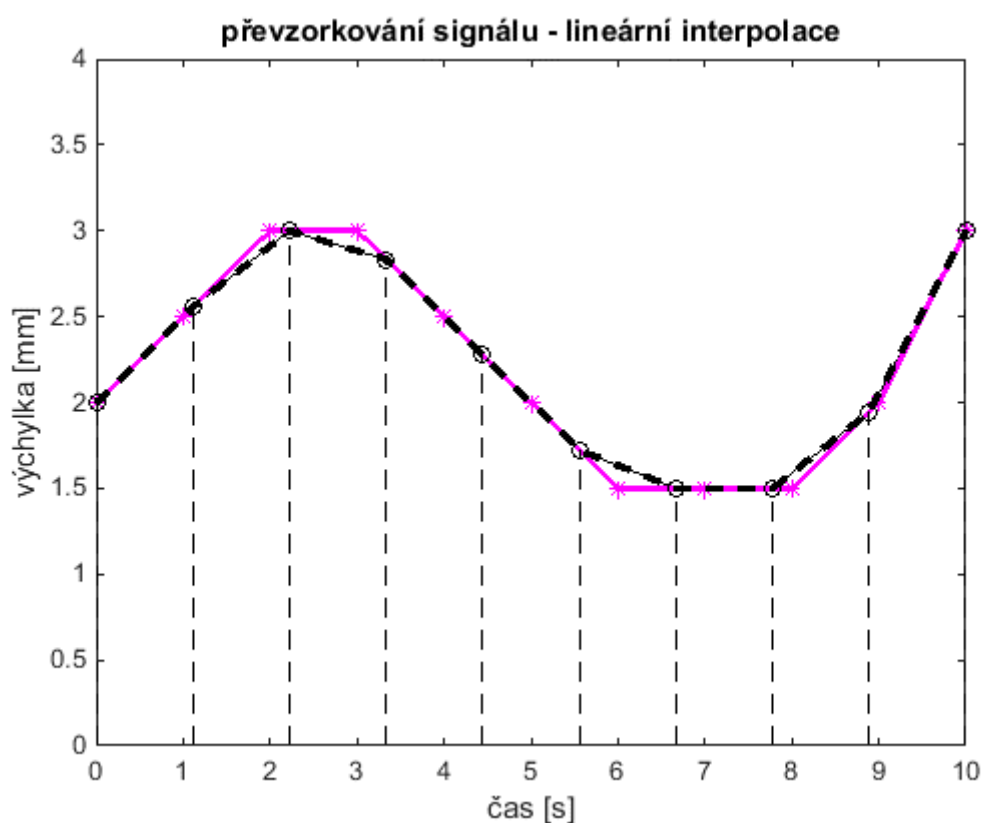
## 6.2 Převzorkování dat z podložky WBB

Pro srovnání s EOG signály a následné vyhodnocení je nutné, aby posturografické signály měly konstantní vzorkovací frekvenci. V předcházející kapitole je zaznamenáno, že počet vzorků za sekundu je v rozmezí 80 až 93 vzorků za sekundu. Nesouměrná vzorkovací frekvence je v práci řešena převzorkováním signálu. Pro následující vyhodnocení a porovnání se signálem EOG je nutné, aby posturografické signály měly konstantní počet vzorků v čase 19 sekund (stejnou vzorkovací frekvenci).

V literatuře lze najít záznamy o použití lineární interpolace [37] [33] nebo převzorkování metodou SWARII [28]. S použitím metody SWARII je hodnota v požadovaném čase získána s využitím posuvného okna a zprůměrováním všech hodnot generovaných WBB. Pro tuto metodu je třeba znát časovou vzdálenost mezi jednotlivými vzorky, tuto informaci podložka WBB nepodává, proto metodu SWARII není možné použít.

Na převzorkování dat byla použita lineární interpolace. Princip metody je zobrazen

na Obrázku 15 (obrázek nezachycuje naměřená data, ale malý počet vzorků, na kterých lze lépe pochopit převzorkování metodou lineární interpolace). Původní vzorky jsou označeny růžovými hvězdičkami a v časovém rozmezí 10 s se nachází 11 vzorků. Lineární interpolace spočívá ve spojení původních sousedních bodů přímkou (spojením vznikne růžová křivka) a v následném rovnoměrném rozdělení osy x na požadovaný počet vzorků. Obrázek 15 ukazuje situaci, kdy je požadovaný počet vzorků 10. Osa x je proto rozdělena na 10 stejných dílů. Z nově vzniklých bodů na ose x je vynesena přímká a v místě průsečíku s křivkou vzniklou spojením původních hodnot se nachází nový vzorek (černé kroužky).



**Obrázek 15. Ukázka převzorkování metodou lineární interpolace; růžová křivka – původní signál, černá křivka – převzorkovaný signál**

Signál z každého měření byl pomocí lineární interpolace upraven na délku 1710 vzorků. Délka každého měření byla po odstranění okrajových hodnot 19 sekund, tím pádem je vzorkovací frekvence rovna 90 Hz. Hodnota vzorkovací frekvence 90 Hz byla zvolena z toho důvodu, že počet vzorků za sekundu se pohybuje v rozmezí 80–93 vzorků za sekundu (viz předchozí kapitola). Při zvolení nižší vzorkovací frekvenci by došlo ke ztrátě informací

o hodnotě výchylky COP a při vyšší vzorkovací frekvenci by docházelo k zašumění signálu.

Převzorkování metodou lineární interpolace byla provedena v Matlabu za pomoci funkce *interp1*. Základní zápis pro interpolaci je  $YI = \text{interp1}(X,Y,XI,\text{method})$ , kde  $X$  je vektor bodů na ose  $x$  (pořadí vzorků původních dat), vektor  $Y$  obsahuje hodnoty v bodech vektoru  $X$  (hodnoty vzorků původních dat),  $XI$  je nové dělení intervalu vymezeném vektorem  $X$  (nové rozdělení osy  $x$ ) a  $YI$  je vektor interpolovaných hodnot. Za parametr *method* je nutné dosadit typ interpolace, v tomto případě 'linear'. [33]

Po převzorkování původního signálu je nutné (pode [28]) provést na filtraci Butterworthovým filtrem (kap. 6.4).

### 6.3 Umístění středu statokinesigramu

Střed statokinesigramu se nenachází vždy na stejném místě. Pro lepší orientaci a následné zpracování dat je dobré umístit střed statokinesikramu do počátku souřadného systému [0,0]. Nejprve je nutné vypočítat střední hodnotu výchylky a poté tuto hodnotu odečíst od původního signálu.

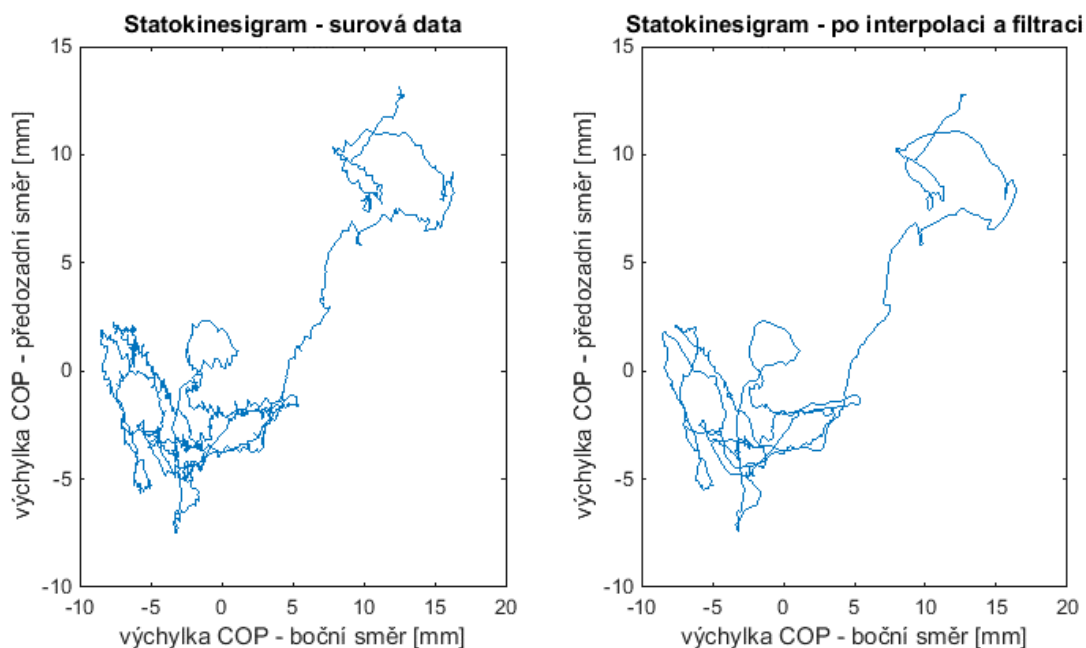
### 6.4 Filtrace signálu

Další důležitou součástí zpracování signálu je filtrace. Po lineární interpolaci je nutné použít filtr na převzorkovaná data. Pro posturografické signály bývá často použit Butterworthův filtr. Tento filtr má plochou frekvenční charakteristiku v propustném pásmu. Se zvyšujícím se řádem Butterworthova filtru, roste strmost přechodu z propustného do nepropustného pásma. V literatuře lze najít záznamy o použití filtru typu dolní propust nebo pásmová propust. Hodnota mezní frekvence bývá 5 Hz [9] nebo 12 Hz [35] [28] [37]. Řád filtru bývá obvykle 2, 4 nebo 8. [35] [28] [36]

Vzhledem k tomu, že se významná část posturografického signálu nachází na frekvencích nižších než 12 Hz [28], byl použit Butterworthův filtr typu dolní propust s mezní frekvencí 12 Hz. Filtrace proběhla v prostředí Matlab za pomoci funkce *butter*. Příkazem  $[b,a]=\text{butter}(n,Wn,f\text{type})$ , kde  $b$  a  $a$  představují koeficienty přenosové funkce, za  $n$  se dosazuje řád filtru (v tomto případě 4 [28]),  $Wn$  udává normovaný mezní kmitočet (mezní frekvence dělená polovinou vzorkovací frekvence) a *ftype* je typ filtru (v tomto případě je filtr typu dolní propusti, za *ftype* se dosadí 'low').

Po získání koeficientů  $a$  a  $b$  je použita funkce *filter* na filtraci interpolovaného signálu. Příkazem  $y = \text{filter}(b,a,x)$ , kde  $x$  představuje původní signál a  $y$  výsledný filtrovaný signál. Filtrace Butterworthovým filtrem byla aplikovaná na interpolované signály výchylky COP v bočním směru ( $YI$  – interpolovaný signál,  $\text{filter}YI$  – filtrovaný signál) a v předozadním směru ( $YII$  – interpolovaný signál,  $\text{filter}YII$  – filtrovaný signál)

Na Obrázku 16 zobrazen vliv interpolace a Butterworthova filtru na původní stabilometrický signál.



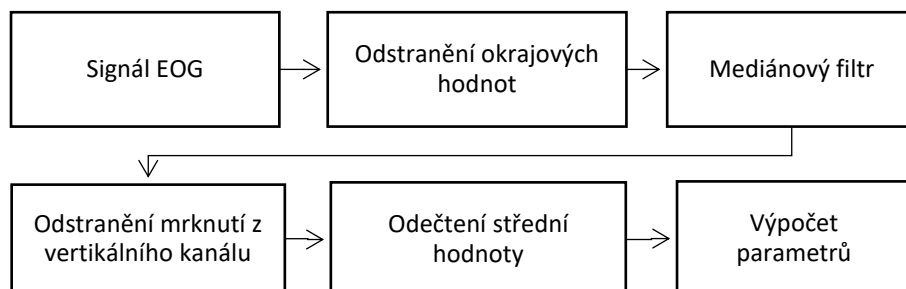
**Obrázek 16. vlevo – statokinesigram – surová data, vpravo – statokinesigram po převzorkování a po filtraci Butterworthovým filtrem**

## 6.5 Výpočet parametrů ze stabilometrického signálu

Po výše uvedených úpravách signálu, je možné spočítat parametry uvedené v kapitole 2.3. Pro stabilometrický signál z každého měření bylo spočteno 7 parametrů. Konkrétně amplituda stabilogramu v bočním směru, amplituda stabilogramu v předozadním směru, délka křivky statokinesigramu, celková plocha statokinesigramu, střední poloměr statokinesigramu, RMS a plocha 95% konfidenční elipsy.

## 7 ZPRACOVÁNÍ DAT ZE SYSTÉMU BIOPAC

Za použití akvizičního systému Biopac byla během každého měření získána data ze dvou kanálů, kanál 1 zaznamenával horizontální pohyb a kanál 2 vertikální pohyb. Postup zpracování signálu je zobrazen na následujícím blokovém schématu (Obrázek 17).



Obrázek 17. Blokové schéma zpracování signálu EOG

### 7.1 Odstranění okrajových hodnot signálu EOG

V předchozí kapitole bylo popsáno odstranění krajních hodnot ze stabilometrického signálu na výslednou délku 19 sekund. Aby byly oba signály (stabilometrický a EOG) časově konzistentní, je nutné odstranit stejné časové úseky na počátku a na konci signálu daného měření. Výsledný počet vzorků pro signál EOG po odstranění okrajových hodnot je pro každé měření 1900 vzorků (vzorkovací frekvence je 100 Hz).

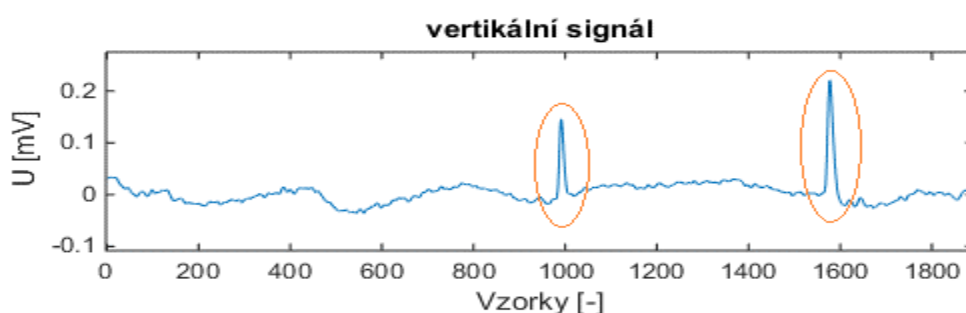
### 7.2 Filtrace mediánovým filtrem

Signál EOG je zatížen šumem, který může být zapříčiněn špatným kontaktem elektrody s kůží, myopotenciály či indukovaným napětím. Před filtrací signálu by měly být zohledněny některé parametry, které by měly být zachovány. Patří k nim zejména výchylka signálu, strmost hran, tvar sakád. [29]

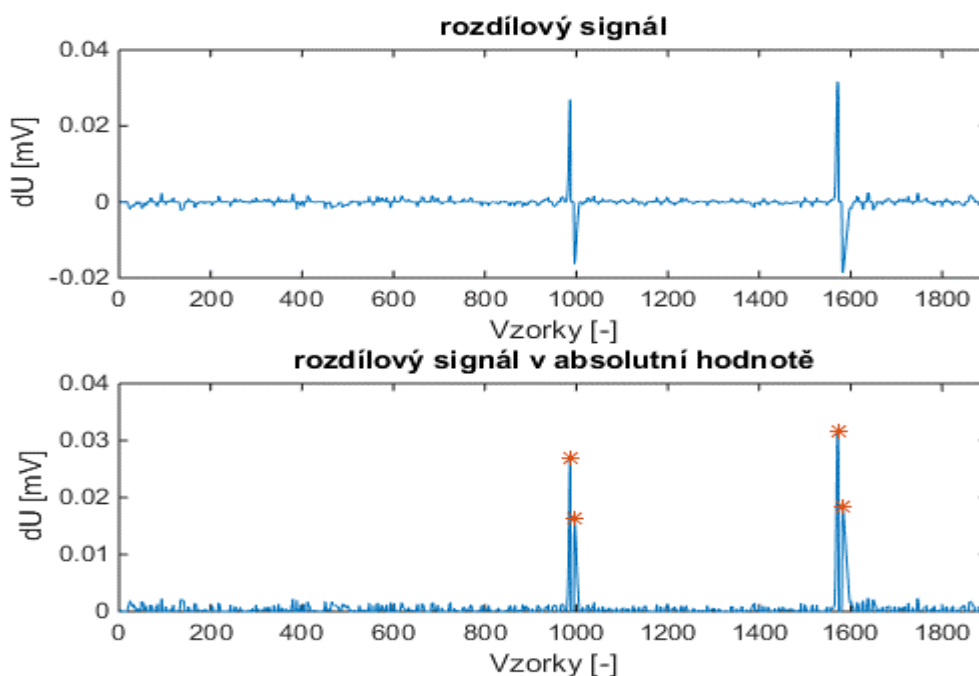
Pro filtraci vysokofrekvenční složky byl zvolen mediánový filtr, neboť při vhodně zvolené délce okna zachovává hrany a nezanáší do signálu artefakty. Příliš dlouhé okno způsobí ztrátu informací o mrknutí či tvaru sakád, naopak krátké okno neodstraní vysokofrekvenční složku šumu. Jako nejvhodnější délka mediánového filtru se jeví 150 ms, což při vzorkovací frekvenci 100 Hz představuje délku okna 15 vzorků. Mediánový filtr o délce okna 15 vzorků byl aplikován na vertikální i na horizontální signál. Filtrace byla provedena pomocí příkazu *medfilt1*. [29]

### 7.3 Odstranění mrknutí

Mrknutí je viditelné na vertikálním signálu a má podobu jehlovitého signálu. Výchylka mrknutí dosahuje hodnot několika desetin milivoltů (viz Obrázek 1818). Tyto segmenty je třeba odstranit, neboť by do výpočtů zanášely chybné výsledky. Z vertikálního signálu byl pomocí funkce *diff* vytvořen rozdílový signál. Funkcí *diff* jsou spočteny rozdíly hodnot napětí sousedních vzorků. Signál EOG (bez mrknutí) obsahuje vzorky bez výrazných diferencí, proto jsou hodnoty derivovaného signálu blízké nule. Naopak právě mrknutí se v derivovaném signále projeví jako strmý vzrůst signálu s následným strmým poklesem do záporných hodnot a konečným návratem k hodnotám blízkým nule (viz Obrázek 19 nahoře). Těto skutečnosti bylo využito při detekci a následném odstranění mrknutí z vertikálního signálu.

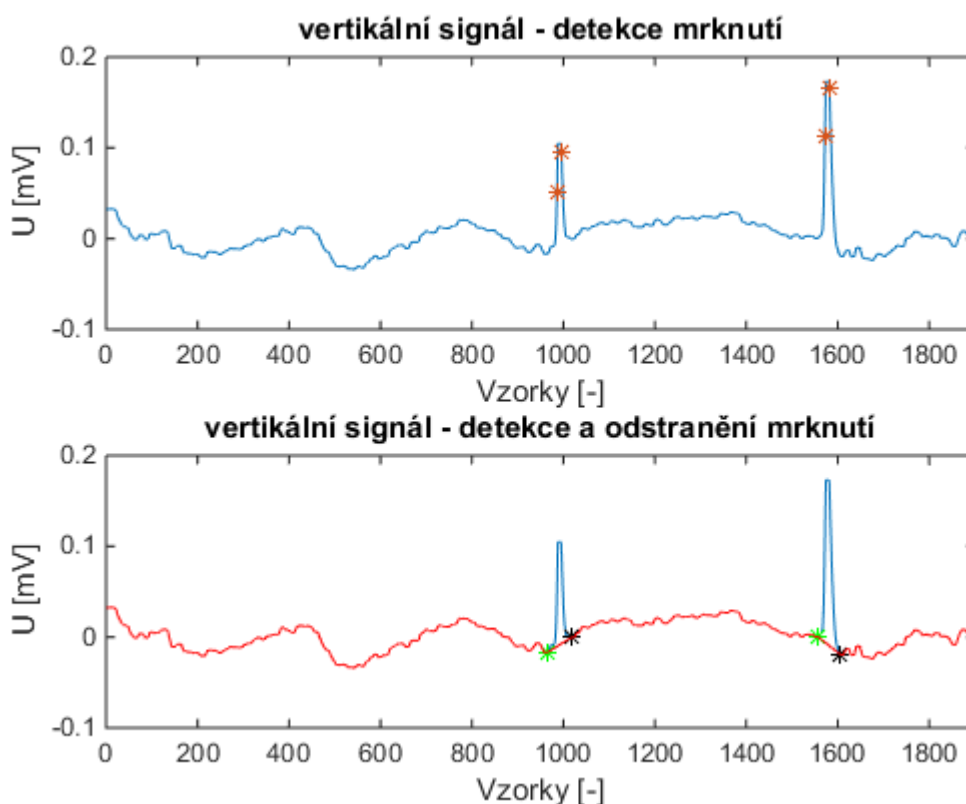


Obrázek 18. Zobrazení vertikálního signálu se zvýrazněným mrknutím



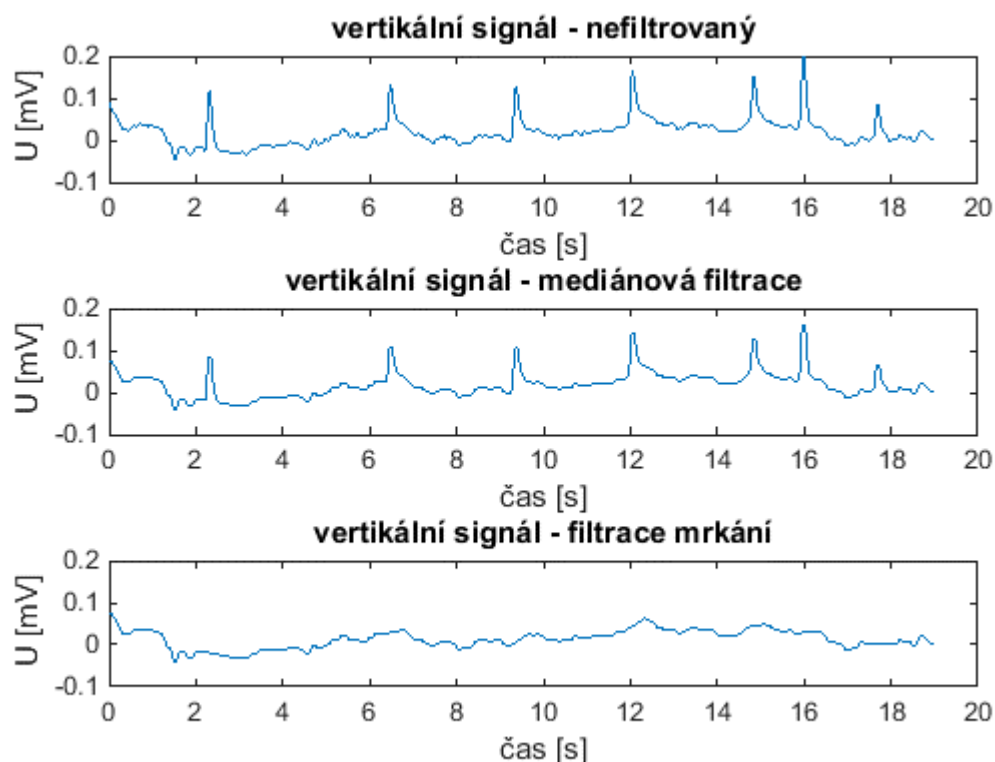
Obrázek 19. nahoře – rozdílový signál pro vertikální kanál, dole – rozdílový signál pro vertikální kanál v absolutní hodnotě s označenými píky přesahující hodnotu 0.01 mV

Pro rozdílový signál byla vypočtena absolutní hodnota. Záporné výchylky původního rozdílového signálu se tím pádem převedly na kladné výchylky o stejné hodnotě. Pro detekci mrknutí byla použita funkce *findpeaks*, která v signálu vyhledá píky o výšce přesahující zvolený práh a zaznamená jejich hodnotu a umístění na ose x. Nalezené píky jsou zaznačeny do rozdílového signálu v absolutní hodnotě. Pokud je vzdálenost mezi dvěma sousedními zaznačenými píky nižší, než předem zvolená hodnota (vzdálenost byla empiricky zvolena na 28 vzorků), jedná se o mrknutí. První pík charakterizuje vzestupnou část mrknutí (zavírání očí) a druhý pík sestupnou část mrknutí (otevírání očí). Značky na Obrázku 20 nahoře mají stejné umístění na ose x jako píky z rozdílového signálu v absolutní hodnotě. První značka charakterizuje vzestupnou část mrknutí (zavírání očí) a jako počátek mrknutí je označeno první lokální minimum nacházející se před touto značkou. Druhá značka představuje sestupnou část mrknutí (otevírání očí) a jako konec je označeno první lokální minimum zjištěné za touto značkou. Mezi zjištěným počátkem a koncem mrknutí je následně vytvořena rovná čára, čímž je odstraněna vysoká špička charakterizující mrknutí ve vertikálním signále.



**Obrázek 20.** nahoře – vertikální signál se zaznačenými polohami píků z rozdílového signálu, dole–nalezení počátku (zelená značka) a konce mrknutí (černá značka) a spojení těchto dvou míst rovnou čarou, červený signál – vertikální signál s odstraněným mrknutím

Obrázek 21. zobrazuje signál z vertikálního kanálu získaného během jednoho měření s následnou mediánovou filtrací a s filtrací mrkání.

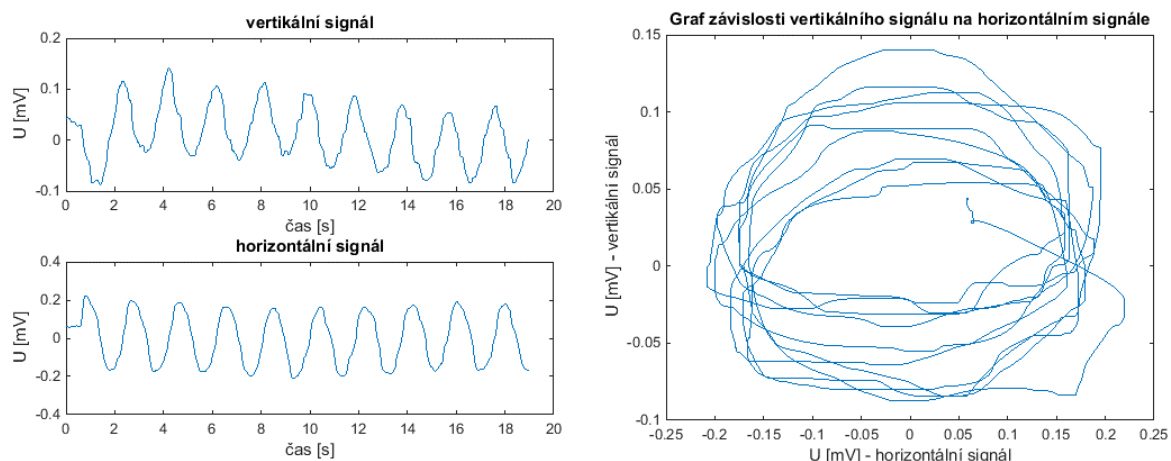


**Obrázek 21. Zpracování signálu EOG pro vertikální kanál po provedení mediánové filtrace a filtrace mrkání**

## 7.4 Výpočet parametrů z EOG

Pro výpočet parametrů EOG je možné využít analogie se stabilometrickým signálem. Podobně jako na statokinesigram, který zobrazuje dráhu výskytu COP (osa x zobrazuje polohu COP v bočním směru a osa y polohu COP v předozadním směru) je možné nahlížet i na signál EOG, který lze vykreslit do grafu tím způsobem, že na ose x jsou vyneseny hodnoty horizontálního signálu a na ose y hodnoty vertikálního signálu (viz Obrázek 22). Tento způsob vykreslení EOG podává prostorovou informaci o pohybu očí v obou směrech (horizontální a vertikální). A umožňuje výpočet stejných parametrů, které byly vypočteny pro stabilometrický signál.





**Obrázek 22. vlevo – zobrazení vertikálního a horizontálního kanálu při sledování kruhového pohybu bodu, vpravo – závislost vertikálního signálu na horizontálním signále**

Po výše uvedených úpravách signálu je možné pro každé měření rovněž spočítat parametry, které byly spočítány pro stabilometrický signál (parametry uvedené v kapitole 2.3.). Pro EOG to jsou konkrétně amplituda horizontálního signálu, amplituda vertikálního signálu, délka křivky EOG, celková plocha EOG, střední poloměr EOG, RMS a plocha 95% konfidenční elipsy.

## 8 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT

Experimentu se zúčastnilo 10 jedinců, každý z nich absolvoval 14 druhů měření (popsané v kapitole 5.5). Každý druh měření byl dvakrát zopakován. Výstupem měření je stabilometrický signál z tlakové podložky WBB a EOG měřené akviziční jednotkou Biopac. Pro stabilometrický signál z každého měření byly získány tato parametry: amplituda stabilogramu v bočním směru, amplituda stabilogramu v předozadním směru, délka křivky statokinesigramu, celková plocha statokinesigramu, střední poloměr statokinesigramu, RMS a plocha 95% konfidenční elipsy. Analogicky pro EOG byla spočtena amplituda horizontálního kanálu, amplituda vertikálního signálu, délka křivky EOG, celková plocha EOG, střední poloměr EOG, RMS a plocha 95% konfidenční elipsy.

### 8.1 Korelační analýza

Metodou korelační analýzy je možné zjistit, zda mezi sledovanými veličinami existuje potenciální vztah. V tomto případě, zda některý parametr vypočtený ze stabilografického signálu souvisí se stejným parametrem vypočteným z EOG. Nejjednodušším způsobem, jak zjistit závislost mezi veličinami je vykreslení grafu závislosti parametru stabilometrického signálu a parametru EOG. Nevýhodou bodového grafu je chybějící kvantifikace funkčního stavu sledovaných parametrů. Pro kvantifikaci funkčního vztahu je možné použít Pearsonův korelační koeficient či Spearmanův korelační koeficient. Pearsonův korelační koeficient charakterizuje pouze lineární vztah veličin. [38]

#### 8.1.1 Spearmanův korelační koeficient

Možnou nelineární závislost je možné kvantifikovat pomocí Spearmanova korelačního koeficientu. Jde o neparametrický korelační koeficient, který je robustní vůči odlehlým hodnotám a nevyžaduje normalitu dat, neboť pracuje s pořadovými hodnotami sledovaných hodnot. Hodnoty Spearmanova korelačního koeficientu se pohybují v rozmezí od -1 do 1. Pokud se hodnoty pohybují okolo 0 znamená to, že pozorované veličiny nevykazují žádný vzájemný vztah. Naopak z hodnot blízkých -1 a 1 vyplývá, že jedna z veličin je monotónní funkcí druhé veličiny. Následující vztah umožňuje výpočet korelačního koeficientu  $r_s$  pro veličiny X a Y obsahujících  $n$  subjektů. [38]

$$r_s = 1 - \frac{6 \cdot \sum_{i=1}^n d_i^2}{n \cdot (n^2 - 1)} \quad (11)$$

$$d_i = x_{ri} - y_{ri}$$

kde  $x_{ri}$  představuje pořadí hodnoty  $x_i$  v rámci vzestupně uspořádaných hodnot  $x_1, \dots, x_n$ . stejně tak  $y_{ri}$  představuje pořadí hodnoty  $y_i$  v rámci vzestupně uspořádaných hodnot  $y_1, \dots, y_n$ .

Spearmanův korelační koeficient je společně s p-hodnotou vypočten pomocí funkce *spear*, která se zapisuje ve tvaru  $[r,p]=spear(x,y)$ , kde  $x$  a  $y$  představují veličiny, které jsou podrobeny korelaci a výstupem je Spearmanův korelační koeficient  $r$  a p-hodnota  $p$ .

### 8.1.2 P-hodnota

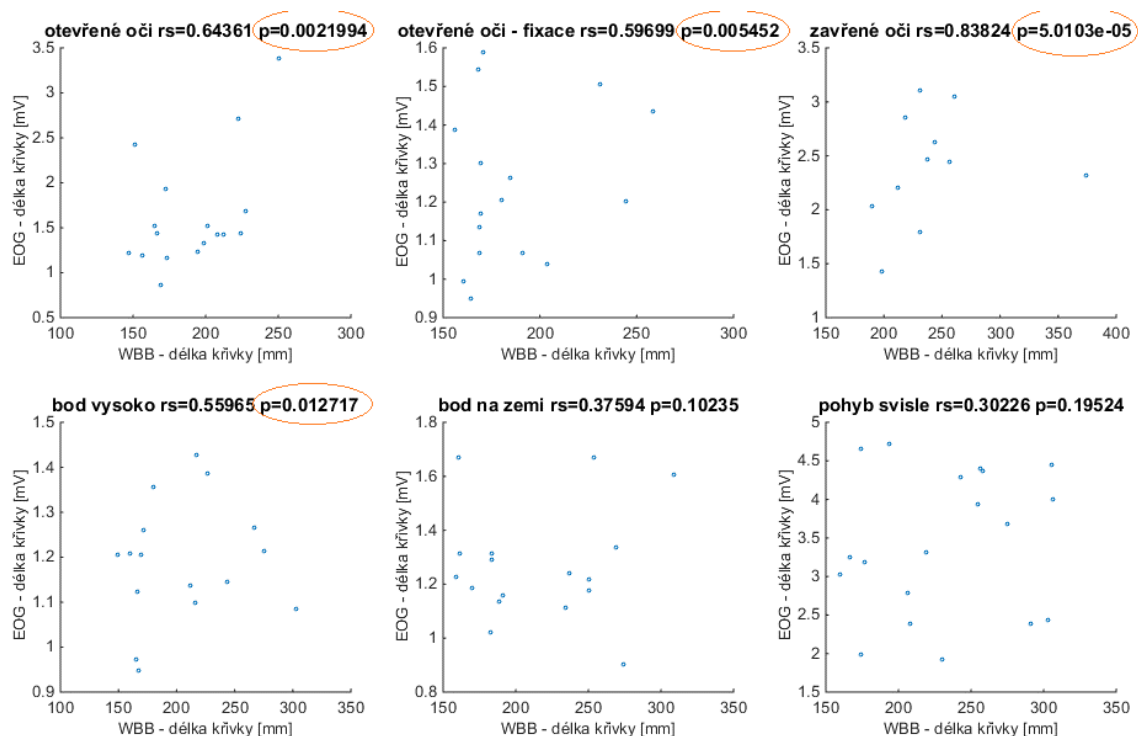
Pro statistické vyhodnocování je důležité nejprve zvolit nulovou hypotézu, která v tomto případě může znít: Vliv daného očního pohybu neovlivňuje posturální stabilitu. P-hodnotu lze použít pro rozhodnutí o platnosti či neplatnosti nulové hypotézy a definuje se jako nejmenší hladina významnosti, při níž na daných datech ještě zamítáme nulovou hypotézu. Čím menší je p-hodnota, tím menší je pravděpodobnost, že bude nulová hypotéza platit. Výsledná p-hodnota je srovnávána se zvolenou hladinou významnosti ( $\alpha = 0,05$ ) s tím, že pokud klesne pod tuto hladinu, nulová hypotéza a je zamítnuta. Pokud je p-hodnota vyšší než zvolená hladina významnosti, nelze nulovou hypotézu zamítnout. [38]

### 8.1.3 Zhodnocení výsledků pomocí korelační analýzy

Vzhledem k tomu, že se jedná o experimentální práci a nebyla publikována žádná práce hodnotící stabilometrický signál v závislosti na EOG, byla pro zhodnocení vybrána metoda korelační analýzy pomocí Spearmanova korelačního koeficientu.

V prvním případě je provedena korelační analýza pro každý druh měření, kde je jako první veličina použit vypočtený parametr EOG signálu a jako druhá veličina parametr pro stabilometrický signál. Mezi těmito veličinami je proveden výpočet Spearmanova korelačního koeficientu. Na Obrázku 23 je pro právě popsáný případ vykreslen bodový graf, kde je jako parametr zobrazena délka křivky EOG v závislosti na délce křivky statokinesigramu pro šest druhů měření. Pro každý druh měření je vypočten Spearmanův korelační koeficient  $r_s$  a p- hodnota. Zvýrazněné jsou p-hodnoty, které jsou nižší než zvolená hladina významnosti 0,05 a tím pádem je potvrzena vzájemná závislost obou veličin a nulová veličina se zamítá. Pro měření, jejichž p-hodnota přesáhla hodnotu 0,05, nelze na dané hladině významnosti potvrdit vzájemný vztah obou veličin a nulová hypotéza platí. Nejnižší p-hodnota je v tomto případě zaznamenána pro měření při zavřených očích, zde je vidět že Spearmanův koeficient je

robustní vůči odlehlým hodnotám.



**Obrázek 23. Příklad bodového grafu, kde je zobrazena délka křivky EOG v závislosti na délce křivky statokinesigramu pro 6 druhů měření s vyznačenými Spearmanovými koeficienty a p–hodnotami**

Tabulka 4 zobrazuje p–hodnoty pro vypočtené korelační koeficienty pro každý druh měření na základě daného parametru. Červeně zvýrazněné hodnoty představují hodnoty nižší, než je zvolená hladina významnosti 0,05, jsou tedy pro zvolenou analýzu statisticky významné a je možné zamítnout nulovou hypotézu. Požadavkem této analýzy je tedy zjistit, za pro daný druh měření při růstu parametru stabilometrického signálu roste i parametr EOG (korelační koeficient se blíží 1), cenná je i informace, kdy s růstem parametru EOG klesá parametr stabilometrického signálu (korelační koeficient se blíží -1).

Vzájemná závislost obou veličin se nejvíce projevila u měření se zavřenýma očima, kde měřená osoba neměla definovaný bod, který bylo třeba pozorovat, je tedy možné říct, že zvýšený pohyb očí při zavřených očích přispívá ke zhoršení stability. Dále se závislost obou veličin projevila u vodorovného pohybu, zde stejně jako u měření při zavřených očích dochází ke statistické významnosti u všech měřených parametrů. Vzájemný vztah mezi oběma veličinami se dále projevuje například u kruhového pohybu a při otevřených očích s fixací na bod. Naopak svislý pohyb, pohyb svisle+vodorovně, video se vzdalujícím se objektem a text anglicky nevykazují žádnou závislost obou veličin.

**Tabulka 4. Tabulka p-hodnot po provedené korelační analýze pomocí Spearmanova korelačního koeficientu pro každý druh měření**

	amplituda x	amplituda y	délka křivky	celková plocha	střední poloměr	RMS	plocha 95% elipsy
otevřené oči	0.06662	0.28552	0.00220	0.17717	0.47385	0.43119	0.48987
otevřené oči- fixace	0.13166	0.02259	0.00545	0.01828	0.06038	0.03295	0.06555
zavřené oči	0.00102	0.00743	0.00005	0.00134	0.00003	0.00022	0.00551
bod vysoko	0.24133	0.30020	0.01272	0.16789	0.57642	0.39922	0.38697
bod na zemi	0.15623	0.01249	0.10235	0.03554	0.12989	0.12130	0.15030
pohyb svisle	0.57811	0.70992	0.19524	0.36257	0.49391	0.41621	0.49797
pohyb vodorovně	0.00234	0.00056	0.00545	0.00401	0.01192	0.00692	0.00475
pohyb vodorovně + svisle	0.99498	0.60007	0.49797	0.64957	0.19524	0.40515	0.21699
kruhový pohyb	0.81577	0.04753	0.19061	0.04837	0.39787	0.38353	0.00787
zmenšování + zvětšování bodu	0.65414	0.03488	0.68183	0.15824	0.72410	0.63139	0.19061
video-vzdalování objektu	0.14643	0.64045	0.16232	0.49797	0.22203	0.35574	0.43499
text jednoduchý	0.78077	0.24439	0.08519	0.73178	0.02672	0.33636	0.20105
text anglicky	0.95484	0.65414	0.97992	0.87497	0.76716	0.66794	0.75753
Text-zhoršená čitelnost	0.20472	0.03488	0.15030	0.06881	0.31629	0.32590	0.13166

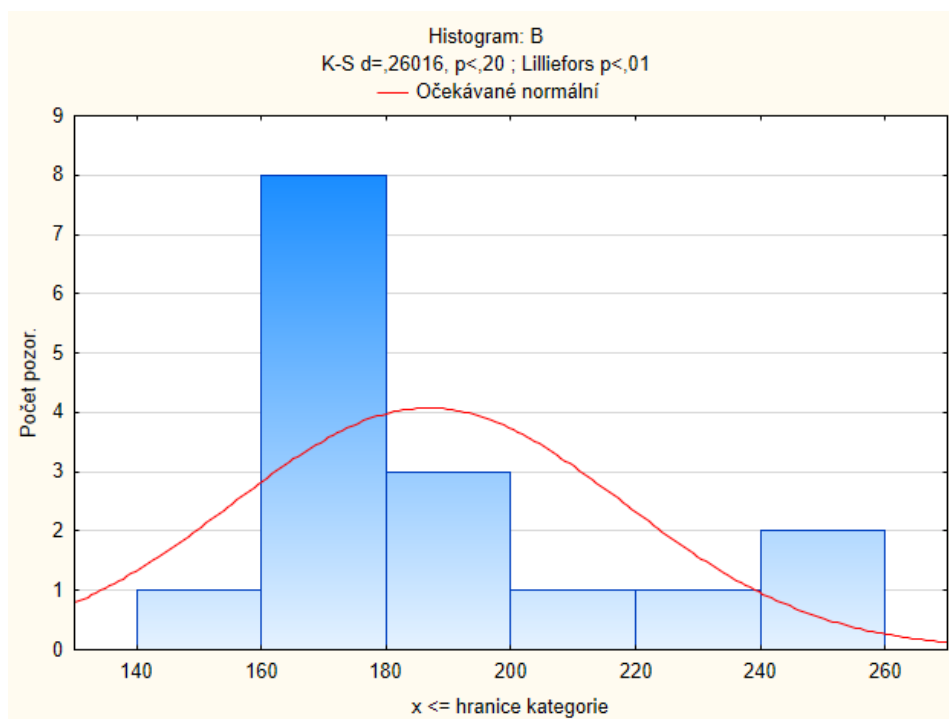
**Tabulka 5. Tabulka p-hodnot po provedené korelační analýze pomocí Spearmanova korelačního koeficientu pro každého probanda**

	amplituda x	amplituda y	délka křivky	celková plocha	střední poloměr	RMS	plocha 95% elipsy
proband 1	0.930156	0.324193	0.028396	0.262567	0.587409	0.625727	0.383725
proband 2	0.043896	0.134559	0.000255	0.001395	0.015533	0.020585	0.003401
proband 3	0.577801	0.037746	0.806718	0.605805	0.580323	0.357077	0.240136
proband 4	0.000011	0.006776	0.000058	0.000267	0.000082	0.000019	0.000189
proband 5	0.051128	0.018612	0.000494	0.008909	0.035158	0.101594	0.002830
proband 6	0.008476	0.962519	0.003181	0.015577	0.090803	0.104118	0.050032
proband 7	0.086358	0.000503	0.000133	0.041553	0.066907	0.055628	0.299355
proband 8	0.545332	0.249763	0.000486	0.219166	0.600384	0.512396	0.276675
proband 9	0.000085	0.000060	0.000000	0.000009	0.000284	0.000056	0.000003
proband10	0.295954	0.270675	0.050741	0.104504	0.124713	0.189082	0.049942

Tabulka 5 obsahuje p-hodnoty získané rovněž metodou korelační analýzy (tentokrát na rozdíl od předchozí tabulky, která byla sestavena pro každý druh měření) pro každého probanda zvlášť. Analýza tedy popisuje, zda u daného probanda existuje vztah mezi vypočteným parametrem stabilometrického signálu a parametrem EOG. Požadavkem této analýzy je tedy zjistit, zda u dané měřené osoby při růstu parametru stabilometrického signálu roste i parametr EOG (pokud ano, korelační koeficient se blíží 1). Cenná je opět i informace, kdy s růstem parametru EOG klesá parametr stabilometrického signálu (korelační koeficient se blíží -1).

## 8.2 Statistické zpracování parametrů podložky WBB

Pro hodnocení parametrů ze stabilometrické podložky byl použit Wilcoxonův test. Neparametrický test pro jeden výběr (Wilcoxonův test) se používá pro hodnocení párových pokusů. Porovnání se provádí mezi dvěma měření na jednom výběrovém souboru, proto je potřeba použít párový test. Výpočet testu je realizován na párových hodnotách dvou měření u jedné osoby (v tomto případě je porovnáváno měření při otevřených očích fixovaných na bod s jedním z dalších z 13 druhů měření). Neparametrický test je použit, neboť pro měření nebylo prokázáno normální rozdělení dat (viz Obrázek 24). Principem Wilcoxonova testu je zhodnotit, zda je přibližně polovina hodnot  $x_1, x_2, \dots, x_n$  menších než předpokládaná hodnota  $x_0$  a polovina hodnot  $x_1, x_2, \dots, x_n$  vyšších než předpokládaná hodnota  $x_0$  s tím, že předpokládá kolísání hodnot vlevo i vpravo od mediánu. [38]



**Obrázek 24. Histogram zobrazující četnost hodnot délky křivky statokinesigramu pro otevřené oči s fixací na bod, který zamítá normální rozdělení dat**

### 8.2.1 Zhodnocení výsledků pomocí Wilcoxonova testu

Zhodnocení výsledků pomocí Wilcoxonova testu je nad rámec zadání, neboť v něm není zahrnuto EOG. Principem je porovnat párové hodnoty dvou měření na jednom výběrovém souboru. Konkrétně je porovnáváno měření při otevřených očích fixovaných na bod (toto měření bylo stanoveno jako referenční, neboť pro tento druh měření byly stanoveny takové podmínky, aby docházelo k co nejmenším očním pohybům) vůči jednomu z ostatních 13 měření, u kterých jsou očekávány větší oční pohyby než u referenčního měření.

Předem zvolená nulová hypotéza zní: Daný druh měření (oční pohyb) nemá dle daného parametru vliv na posturální stabilitu. V nulové hypotéze se jedná o shodu rozdělení párových veličin. Pokud získaná p-hodnota nepřekročí hladinu významnosti 0,05, nulová hypotéza je zamítnuta a přijímá se alternativní hypotéza, která zní: Daný druh měření (oční pohyb) má dle daného parametru vliv na posturální stabilitu.

Hodnocení bylo realizováno v programu STATISTICA 12. Tabulka 6 obsahuje p-hodnoty získané pro každý druh měření. Červeně označené hodnoty nepřesahují hladinu významnosti, tudíž je pro daný parametr daného měření přijata alternativní hypotéza, zatímco nulová hypotéza je zamítnuta.

**Tabulka 6. Tabulka p-hodnot získaných párovým Wilcoxonovým testem**

	amplituda x	amplituda y	délka křivky	celková plocha	střední poloměr	RMS	plocha 95% elipsy
otevřené oči	0.916512	0.552494	0.806766	0.506746	0.506746	0.700704	0.753153
otevřené oči- fixace	-	-	-	-	-	-	-
zavřené oči	0.068704	0.161430	0.025063	0.049951	0.207579	0.161430	0.068704
bod vysoko	0.046400	0.132958	0.278708	0.132958	0.054625	0.100526	0.861304
bod na zemi	0.023130	0.100526	0.027709	0.010747	0.013104	0.008775	0.027709
pohyb svisle	0.139757	0.060894	0.004514	0.111770	0.570061	0.232980	0.053475
pohyb vodorovně	0.075369	0.091162	0.004439	0.050461	0.109512	0.130666	0.091162
pohyb vodorovně + svisle	0.649563	0.334278	0.014597	0.570061	1.000000	0.460302	0.334278
kruhový pohyb	0.078732	0.078732	0.001919	0.049423	0.147661	0.108942	0.055720
zmenšování + zvětšování bodu	0.330536	0.362687	0.002865	0.245494	0.826091	0.362687	0.073595
video-vzdalování bodu	0.396727	0.177115	0.157812	0.220900	0.470338	0.432627	0.124044
text jednoduchý	0.073595	0.064040	0.002865	0.013151	0.109422	0.047991	0.025844
text anglicky	0.776425	0.211477	0.111770	0.426529	0.394247	0.733272	0.776425
text zhoršená čitelnost	0.753153	0.086861	0.027709	0.861304	0.700704	0.806766	0.196052

Parametr amplituda x (tedy amplituda v bočním směru) vykazuje statistickou významnost pro dva druhy měření, konkrétně pro bod vysoko a bod na zemi. U těchto dvou měření překročila p-hodnota hladinu významnosti 0,05, proto je možné přijmout alternativní hypotézu, že výška sledovaného bodu ovlivňuje amplitudu stabilogramu v bočním směru.

Pro amplitudu y (tedy amplitudu v předozadním směru) se žádný druh měření nejeví jako statisticky významný. Pro tento parametr ponecháváme nulovou hypotézu, že amplituda stabilogramu v předozadním směru pro každý druh měření se neliší od tohoto parametru pro otevřené oči s fixací na bod.

Naopak parametr délka křivky poukazuje na statistickou významnost téměř pro všechny druhy měření. Dle zaznamenaných p-hodnot je možné pozorovat, že na posturální stabilitu mají vliv tyto druhy měření: zavřené oči, bod na zemi, všechny měření charakterizující pomalé oční pohyby, z vergentních pohybů pouze zvětšování a zmenšování bodu a ze sakadických pohybů



text jednoduchý a text-zhoršená čitelnost.

Parametr celková plocha ukazuje statistickou významnost pro zavřené oči, bod na zemi, kruhový pohyb a text jednoduchý. U parametru střední poloměr se jeví jako statisticky významný pouze jeden druh měření, konkrétně pro bod na zemi. Poslední dva parametry RMS a plocha 95% konfidenční elipsy vykazují statistickou významnost pro stejné dva druhy měření, konkrétně pro bod na zemi a pro text jednoduchý.

## 9 DISKUZE ZÍSKANÝCH VÝSLEDKŮ

Každý z dobrovolníků absolvoval 14 druhů měření podle navrženého měřicího protokolu. Měření spočívalo ve vykonávání různých očních pohybů (viz Tabulka 2). Během každého měření byl získán stabilometrický signál, měřený tlakovou podložkou WBB a EOG snímané akviziční jednotkou Biopac.

Každé měření bylo dvakrát zopakováno, aby byly eliminovány náhodné hodnoty. A pokud se po vizuální kontrole jevílo některé z měření jako chybové, nebylo dané měření použito ve statistice. Tento případ nastával nejčastěji ve vertikálním kanále EOG, kdy u některých měření docházelo k nefyziologické výchylce. Pokud byl tento artefakt zaznamenán během měření, dané měření bylo nutné opakovat. Pokud byl artefakt zaznamenán až při zpracování výsledků, dané měření nebylo použito při statistickém hodnocení. Artefakty mohly být způsobeny špatným kontaktem elektrody s kůží.

Je třeba uvést, že se jedná o experimentální práci, neboť nebyla nalezena žádná práce hodnotící posturální stabilitu společně s naměřeným EOG. Pro získání výsledků byly pro stabilometrický signál i pro EOG vypočteny parametry, které byly následně statisticky vyhodnoceny metodou korelační analýzy pomocí Spearmanova korelačního koeficientu (získané korelační koeficienty jsou zaznamenány v Tabulce 7 a v Tabulce 8. v příloze práce).

Korelační analýza ukázala, že vzájemná závislost obou veličin se nejvíce projevila u měření se zavřenými očima, kde měřená osoba neměla definovaný bod, který bylo třeba pozorovat, je tedy možné říct, že zvýšený pohyb očí při zavřených očích přispívá ke zhoršení stability. Dále se závislost obou veličin projevila u vodorovného pohybu, zde stejně jako u měření při zavřených očích dochází ke statistické významnosti u všech měřených parametrů. Pro druh měření při otevřených očích s fixací na bod dochází k vzájemné závislosti obou veličin pro parametry amplituda y, délka křivky, celková plocha a RMS. Pro kruhový pohyb dochází k vzájemné závislosti u parametru amplituda y, celková plocha a plocha 95% elipsy. Dle Tabulky 7 je na rozdíl od předchozích zmíněných druhů měření korelační koeficient záporný. Závislost veličin je tedy taková, že při růstu jedné z nich druhá veličina klesá. U ostatních měření se korelace obou veličin výrazně neprojevuje.

Pokud jde o korelační analýzu provedenou pro každého probanda zvlášť, nejvíce se korelace projevila u probanda 4 a u probanda 9, kde se jako statisticky významné jeví všechny parametry. Velká část statisticky významných hodnot se nachází i u probanda 5 a u probanda 2.

U těchto měřených osob je možné říci, že pro dané parametry existuje vzájemný vztah obou veličin, tedy že s růstem parametru EOG roste i parametr stabilometrického signálu. Naopak u probandů 1, 3, 8 a 10 se vzájemná závislost neprojevila téměř vůbec. Skutečnost, že u některých probandů byl dokázán vztah obou veličin a u některých ne, může být způsobena tím, že zrak není jediná věc, která má na posturální stabilitu vliv. Podmínky mající vliv na posturální stabilitu jsou popsány v kapitole 1.3. I když byly během měření stanoveny stejné podmínky pro každého probanda, mohou existovat další skutečnosti ovlivňující posturální stabilitu, které však nejsou součástí zadání této práce (věk, pohlaví, únava, výška jedince).

Dále byl pouze pro data z podložky WBB použit Wilcoxonův test. Z hlediska Wilcoxonova testu se vliv očních pohybů nejvíce projevuje na délce křivky statokinesigramu. Parametr délka křivky poukazuje na statistickou významnost téměř pro všechny druhy měření (zavřené oči, bod na zemi, všechna měření charakterizující pomalé oční pohyby, z vergentních pohybů pouze zvětšování a zmenšování bodu a ze sakadických pohybů text jednoduchý a text-zhoršená čitelnost). Při sledování bodu na zemi se jako statisticky významné projevují všechny parametry až na amplitudu y. Je tedy možné uvést, že sledování bodu na zemi má dle vypočtených parametrů (mimo amplitudu y) vliv na posturální stabilitu, výška sledovaného bodu tedy ovlivňuje posturální stabilitu. Pro sakadické pohyby se statistická významnost projevila nejvíce pro čtení jednoduchého textu (u parametrů délka křivky, celková plocha, RMS a plocha 95% elipsy). Tato skutečnost může být způsobena tím, že při čtení jednoduchého textu čte jedinec rychleji a dochází k rychlejším očním pohybům, což působí na posturální stabilitu. Zatímco u čtení anglického textu a textu se zhoršenou čitelností dochází k pomalejším očním pohybům (jedinec se více soustředí na text). U ostatních měření se vliv očních pohybů na posturální stabilitu výrazně neprojevuje.

## 9.1 Chyby měření

Během měření mohlo dojít k chybám měření, které mohly být způsobeny jak lidskou chybou, tak chybou jednoho z přístrojů, na kterém bylo měření prováděno.

Jak již bylo zmíněno, jednou z chyb měření mohl být špatný kontakt některé z elektrod s kůží, který mohl zkreslovat EOG.

Chybové hodnoty mohly být rovněž získány podložkou WBB. Vzhledem k tomu, že byla podložka prvotně navržena pro herní průmysl, je zde řada nevýhod, které snižují kvalitu zpracování signálu. Jedná se o nekonzistentní vzorkovací frekvenci, nedodržení zvolené doby

měření a absenci času naměřené hodnoty (jediná informace o čase, je časová značka, určující příchod vzorku na PC přes bluetooth).

Další chybou měření způsobenou lidským faktorem mohlo být to, že jedinec nesetřval celou dobu ve stejné pozici, vzhledem k velkému počtu měření mohlo dojít k posunu chodidel na tlakové podložce WBB a zároveň k únavě očí, která rovněž mohla přispět ke zkreslení měření.

# ZÁVĚR

Cílem celé práce bylo zhodnotit vliv očních pohybů na posturální stabilitu. Splnění bakalářské práce zahrnovalo vypracování rešerše na problematiku posturální stability se zaměřením na senzorické podmínky a popsat metodu měření očních pohybů, elektrookulografii (EOG). Dalším bodem bylo seznámení s měřicími přístroji. Pro měření posturální stability byla použita měřicí podložka Wii Balance Board a pro zaznamenání EOG akviziční jednotka Biopac. Po zpracování teoretických informací byl vytvořen návrh protokolu a analýza naměřených signálů z obou přístrojů.

Měření bylo provedeno na 10 dobrovolnících. U každého bylo provedeno 14 druhů měření, během kterého měřená osoba prováděla daný oční pohyb, zatímco tlaková podložka zaznamenávala výchylku COP (stabilometrický signál) a akviziční jednotka měřila EOG. Každé měření pro daný oční pohyb trvalo 20 sekund a bylo dvakrát zopakováno, aby byly eliminovány chybové hodnoty.

Pro každý druh měření byl získán stabilometrický signál a EOG. Měření stability bylo realizováno v programu TelMed, který měřil a zaznamenával výchylku COP v bočním a předozadním směru. Ze stabilometrického signálu byly nejprve odstraněny okrajové hodnoty, dále bylo vzhledem k nekonzistentní vzorkovací frekvenci použito převzorkování signálu. Signál byl převzorkován metodou lineární interpolace na hodnotu vzorkovací frekvence 90 Hz pro každé měření. Nakonec byl použit Butterworthův filtr typu dolní propust.

EOG signál byl rovněž podroben odstranění okrajových hodnot (aby délka EOG odpovídala stabilometrickému signálu), dále byla provedena mediánová filtrace a filtrace mrknutí. Vzhledem k tomu, že je možné oba signály vykreslit do 2D grafu, byly pro EOG i stabilometrický signál dle stejných vzorců vypočteny amplitudy pro oba kanály, délka křivky, celková plocha atd.

Je nutné podotknout, že se jedná o experimentální práci. Nebyla nalezena žádná publikovaná práce, která by se zaměřovala na hodnocení posturální stability společně s naměřeným EOG. Pro zhodnocení výsledků tedy nebylo možné opřít se o již zpracované téma, či použít publikovaný způsob získání výsledku. Vzhledem k tomu, že bylo možné vypočítat pro oba signály analogické parametry, pro statistické hodnocení byla zvolena metoda korelační analýzy. Dále byl pro hodnocení použitý párový neparametrický Wilcoxonův test, který porovnával pouze data z podložky WBB.

Vzájemný vztah mezi posturální stabilitou a očním pohybem byl potvrzen u měření se zavřenýma očima a u vodorovného pohybu očí. Je tedy možné říct, že při zvýšeném pohybu očí u těchto dvou druhů měření se zhoršuje posturální stabilita. Z korelační analýzy však rovněž vyplývá, že vzájemný vztah mezi posturální stabilitou a očními pohyby je pro probandy různý.

Největší vliv na posturální stabilitu má dle provedeného Wilcoxonova testu pozorování bodu na zemi a dále čtení jednoduchého testu. Ostatní měření (oční pohyby) nevykazovaly dle statistického zpracování vliv na posturální stabilitu. Existuje totiž mnoho jiných skutečností ovlivňující posturální stabilitu. Zanedbatelný vliv ostatních očních pohybů mohl být způsoben vybraným postojem (úzký stoj rozkročný), který byl použit pro všechna měření a jeví se díky velkému obsahu opěrné báze jako velmi stabilní postoj.

Výsledky mohly být ovlivněny chybami měření jako je špatný kontakt elektrod nebo změna postoje probanda v průběhu měření. Přesnějších výsledků by bylo možné dosáhnout při vyšším počtu měřených osob.

# LITERATURA

- [1] VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. ISBN 978-80-244-2432-3.
- [2] KOLÁŘ, Pavel. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, c2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
- [3] PASTUCHA, MUDr Dalibor, et al. Porucha posturální stability u dětí s obezitou.
- [4] MÁČEK, Miloš a Jiří RADVANSKÝ. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-695-3.
- [5] WINTER, David A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & posture*, 1995, 3.4: 193-214.
- [6] VÉLE, František. *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-716-9256-5.
- [7] KIRBY, K. A. Foot and Lower Extremity Biomechanics II: Precision Intricast Newsletters, 1997-2002. Payson, AZ: Precision Intricast. 2002.
- [8] DYLEVSKÝ, Ivan. *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.
- [9] LEACH, Julia M., et al. Validating and calibrating the Nintendo Wii balance board to derive reliable center of pressure measures. *Sensors*, 2014, 14.10: 18244-18267.
- [10] SYNEK, Svatopluk a Šárka SKORKOVSKÁ. *Fyziologie oka a vidění*. 2., dopl. a přeprac. vyd. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-3992-2.
- [11] KVAPILÍKOVÁ, Květa. *Anatomie a embryologie oka*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 2000. ISBN 80-701-3313-9.
- [12] KUČHYNKA, Pavel. *Oční lékařství*. 2., přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2016. ISBN 978-80-247-5079-8.
- [13] VUILLERME, Nicolas, et al. The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye–visual target distance. *Gait & posture*, 2006, 24.2: 169-172.
- [14] BROOKE-WAVELL, K., et al. Influence of the visual environment on the postural stability in healthy older women. *Gerontology*, 2002, 48.5: 293-297.

- [15] KAPOULA, Zoï; LE<sup>^</sup>, Thanh-Thuan. Effects of distance and gaze position on postural stability in young and old subjects. *Experimental brain research*, 2006, 173.3: 438-445.
- [16] ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2. vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. ISBN 80-716-9970-5.
- [17] DUBOVÝ, Petr a Ilona KLUSÁKOVÁ. *Základy neuroanatomie a nervových drah – II*. Brno: Masarykova univerzita, 2013. ISBN 978-80-210-6355-6.
- [18] VOKURKA, Martin a Jan HUGO. *Velký lékařský slovník*. 9., aktualit. vyd. Praha: Maxdorf, c2009. Jessenius. ISBN 978-80-7345-202-5.
- [19] HILLMAN, Charles H., ROSENGREN, Karl S.; SMITH, Darin P. Emotion and motivated behavior: postural adjustments to affective picture viewing. *Biological psychology*, 2004, 66.1: 51-62.
- [20] AZEVEDO, Tatiana M., et al. A freezing-like posture to pictures of mutilation. *Psychophysiology*, 2005, 42.3: 255-260.
- [21] WILHELM, Zdeněk. *Stručný přehled fyziologie člověka pro bakalářské studijní programy*. 4. vyd. Brno: Masarykova univerzita, 2010. ISBN 978-80-210-5283-3.
- [22] KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyziologie*. 2. vyd. Praha: Karolinum, 2002. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0350-0.
- [23] PFLANZER, Richard. *Biopac Student Lab: Laboratory Manual*. 1. vyd. Goleta: Biopac systém inc., 2007.
- [24] DEWHURST, Susan, RICHES, Philip E.; DE VITO, Giuseppe. Moderate alterations in lower limbs muscle temperature do not affect postural stability during quiet standing in both young and older women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2007, 17.3: 292-298.
- [25] BAREA, Rafael, et al. Guidance of a wheelchair using electrooculography. In: *Proceeding of the 3rd IMACS International Multiconference on Circuits, Systems, Communications and Computers (CSCC'99)*. 1999.
- [26] CHAUDHRY, Hans, et al. Measurement of balance in computer posturography: Comparison of methods—A brief review. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2011, 15.1: 82-91.
- [27] D'ANNA, Carmen, et al. The Effect of Continuous and Discretized Presentations of Concurrent Augmented Visual Biofeedback on Postural Control in Quiet Stance. *PloS one*, 2015, 10.7: e0132711.



- [28] AUDIFFREN, Julien, CONTAL, Emile. Preprocessing the Nintendo Wii board signal to derive more accurate descriptors of statokinesigrams. *Sensors*, 2016, 16.8: 1208.
- [29] BULLING, Andreas, et al. Eye movement analysis for activity recognition using electrooculography. *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 2011, 33.4: 741-753.
- [30] COLLINS, James J., DE LUCA, Carlo J. Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental brain research*, 1993, 95.2: 308-318.
- [31] BENDO, Aida, et al. A Theoretical Study on the Evaluation of the Stability and Postural Sway, Based on the Results of the Confidence Ellipse.
- [32] BAIG, Shabana, et al. Cluster analysis of center-of-pressure measures. *Journal ISSN*, 2008, 1929: 2716.
- [33] FANDOUR, Habib M. *ICTs for improving patients rehabilitation research techniques*. Oldenburg, Germany: Springer, 2014. ISBN 978-3-662-48644-3.
- [34] KUNDRÁT, Julius a František HLAVAČKA. Program pre hodnotenie stabilografických záznamov mikropočítačom. *Československá fysiologie*. Bratislava, 1989, 38(2), 125-127.
- [35] HUURNINK, Arnold, et al. Comparison of a laboratory grade force platform with a Nintendo Wii Balance Board on measurement of postural control in single-leg stance balance tasks. *Journal of biomechanics*, 2013, 46.7: 1392-1395.
- [36] CLARK, Ross A., et al. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & posture*, 2012, 36.3: 372-377.
- [37] BONNECHÈRE, Bruno, et al. Interchangeability of the Wii Balance Board for bipedal balance assessment. *JMIR Rehabilitation and Assistive Technologies*, 2015, 2.2: e8.
- [38] PAVLÍK, Tomáš a Ladislav DUŠEK. *Biostatistika*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2012. ISBN 978-80-7204-782-6.

## SEZNAM ZKRATEK

CNS	Centrální nervová soustava
AS	Opěrná plocha (Area of Support)
BS	Opěrná báza (Base of Support)
COM	Těžiště (Centre of Mass)
COG	Centrum gravitace těla (Centre of Gravity)
COP	Centrum tlaku (Centre of Pressure)
CRP	Corneo-retinální potenciál (Corneal – Retinal Potential)
EOG	Elektrookulografie
WBB	Wii Balance Board
RMS	Střední kvadratická odchylka

## SEZNAM PŘÍLOH

**Příloha A:** Obsah přiloženého CD

**Příloha B:** Tabulky korelačních koeficientů

# PŘÍLOHA A

Přiložené CD obsahuje

- Elektronickou verzi bakalářské práce ve formátu PDF pod názvem *Monika\_Mikova\_BP.pdf*
- Realizované programy v prostředí Matlab R2014b společně s výslednými tabulkami k dispozici ve složce *Monika\_Mikova\_BP\_prilohy*
- Prezentaci s animacemi použitými pro měření
- Návod na spuštění realizovaných programů v textovém souboru *readme.pdf*

# PŘÍLOHA B

**Tabulka 7. Tabulka Spearmanových korelačních koeficientů po provedené korelační analýze pro každý druh měření**

	amplituda x	amplituda y	délka křivky	celková plocha	střední poloměr	RMS	plocha 95% elipsy
otevřené oči	0.4180	0.2511	0.6436	0.3143	0.1699	0.1865	0.1639
otevřené oči- fixace	0.3489	0.5068	0.5970	0.5218	0.4271	0.4782	0.4195
zavřené oči	0.7412	0.6412	0.8382	0.7294	0.8500	0.7971	0.6588
bod vysoko	0.2825	0.2509	0.5596	0.3298	0.1368	0.2053	0.2105
bod na zemi	0.3293	0.5474	0.3759	0.4722	0.3504	0.3579	0.3338
pohyb svisle	0.1323	0.0887	0.3023	0.2150	0.1624	0.1925	0.1609
pohyb vodorovně	0.6406	0.7023	0.5970	0.6135	0.5504	0.5835	0.6045
pohyb vodorovně + svisle	0.0015	0.1248	0.1609	-0.1083	-0.3023	-0.1970	-0.2887
kruhový pohyb	-0.0556	-0.4481	-0.3053	-0.4466	-0.2000	-0.2060	-0.5759
zmenšování + zvětšování bodu	0.1068	0.4737	0.0977	0.3278	0.0842	0.1143	0.3053
video-vzdalování objektu	0.3368	0.1113	0.3248	0.1609	0.2857	0.2180	0.1850
text jednoduchý	-0.0684	-0.2807	-0.4053	-0.0842	-0.5070	-0.2333	-0.3070
text anglicky	0.0135	-0.1068	0.0060	-0.0376	-0.0707	-0.1023	-0.0737
text-zhoršená čitelnost	0.2962	0.4737	0.3338	0.4150	0.2361	0.2316	0.3489

**Tabulka 8. Tabulka Spearmanových korelačních koeficientů po provedené korelační analýze pro každého probanda**

	amplituda x	amplituda y	délka křivky	celková plocha	střední poloměr	RMS	plocha 95% elipsy
proband 1	-0.0177	0.1972	0.4219	0.2234	0.1093	0.0983	0.1746
proband 2	0.3907	0.2955	0.6484	0.5836	0.4609	0.4432	0.5433
proband 3	0.1169	0.4177	0.0515	0.1085	0.1162	0.1923	0.2438
proband 4	0.7280	0.4997	0.6847	0.6371	0.6749	0.7148	0.6486
proband 5	0.3722	0.4417	0.6152	0.4849	0.3996	0.3158	0.5430
proband 6	0.4877	0.0093	0.5375	0.4527	0.3257	0.3136	0.3738
proband 7	0.3429	0.6342	0.6800	0.4024	0.3648	0.3798	0.2116
proband 8	0.1193	0.2250	0.6158	0.2397	0.1034	0.1292	0.2129
proband9	0.6738	0.6842	0.8621	0.7329	0.6349	0.6858	0.7608
proband 10	0.2088	0.2198	0.3797	0.3193	0.3028	0.2607	0.3810